

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik
der Universität Zürich
(Direktor: Prof.Dr.med.vet. A.Müller)

und dem Laboratorium für experimentelle Chirurgie,
Schweizerisches Forschungsinstitut Davos-Platz
(Leiter: PD Dr. S.M.Perren)

Die Kraftübertragung zwischen Osteosyntheseplatte und Knochen: Anteil der Reibung in vivo

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Edina Mikuschka-Galgoczy
von Lausanne

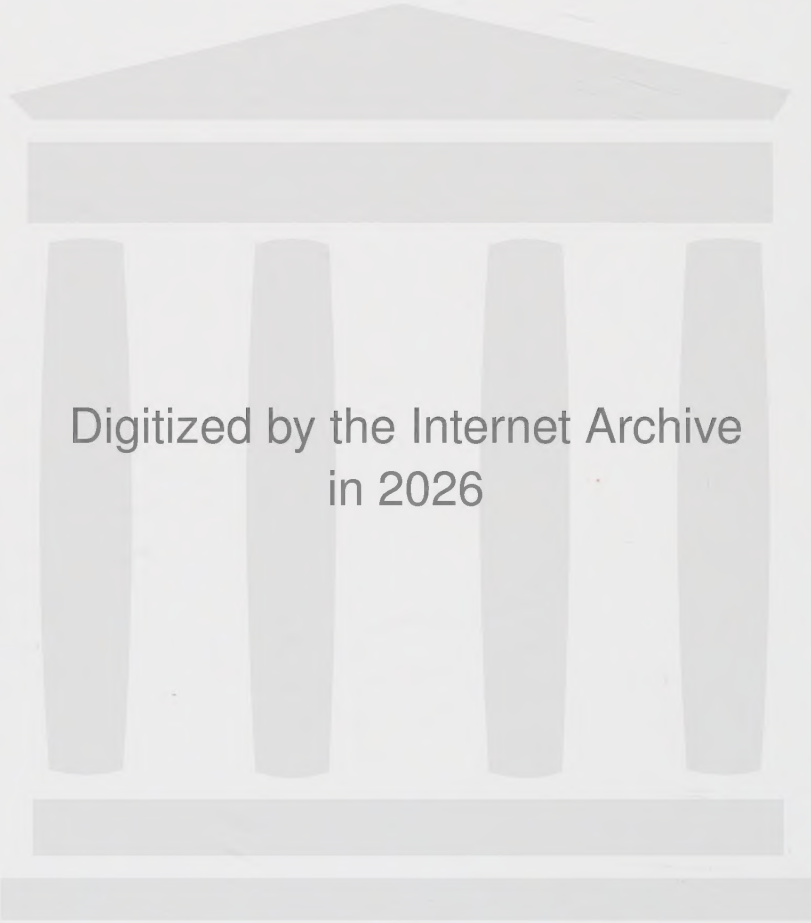
Genehmigt auf Antrag von

Prof.Dr. A. Müller (Referent)
PD Dr. S. M. Perren (Referent)
Prof.Dr.J.Frewein (Korreferent)

Zürich 1976

Buchdruckerei Paul Haupt, Bern

1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik
der Universität Zürich
(Direktor: Prof.Dr.med.vet. A.Müller)

und dem Laboratorium für experimentelle Chirurgie,
Schweizerisches Forschungsinstitut Davos-Platz
(Leiter: PD Dr. S.M.Perren)

DIE KRAFTUEBERTRAGUNG
ZWISCHEN OSTEOSYNTHESEPLATTE UND KNOCHEN :
ANTEIL DER REIBUNG IN VIVO

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Edina Mikuschka-Galgoczy
von Lausanne

Genehmigt auf Antrag von

Prof.Dr. A. Müller (Referent)
PD Dr. S. M. Perren (Referent)
Prof.Dr.J.Frewein (Korreferent)

Zürich 1976

Buchdruckerei Paul Haupt, Bern

Einleitung

Die Stabilität einer Osteosynthese im diaphysären Bereich hängt hauptsächlich vom interfragmentären Druck ab. Dieser lässt sich durch das Prinzip der Zugschraube bzw. durch den Zuggurtungseffekt einer Platte erzeugen. Eine alleinige, adäquat abgebogene "Kompressionsplatte" kann nur dort genügen, wo die Beanspruchung gering ist, d. h. im Bereich der oberen Extremität.

Der Druck fixiert die Knochenfragmente durch Reibung. Diese ist direkt proportional dem Anpressdruck einer Schraube bzw. der Anzahl der verwendeten Schrauben und der Länge einer Platte.

Die durch Schraubendruck erzielte Reibung zwischen Platte und Knochen muss in praxi grösser sein als die durch Belastung bewirkte Tangentialverschiebungstendenz. Als kritisches Schraubendrehmoment ist jenes Drehmoment zu bezeichnen, das zur Erzielung einer genügenden Reibung erforderlich ist.

Frau E. Mikuschka hat sich bemüht, das kritische Schraubendrehmoment bei osteosynthetisierten Osteotomien am Schaf zu erforschen und zu bestimmen. Ob sich die gefundenen Werte von 15 cm kp auf den Menschen ohne weiteres übertragen lassen, erscheint fraglich. Die Arbeit will jedoch nicht so sehr in quantitativer als vielmehr in qualitativer Hinsicht Grundsätzliches erleuchten und Neues bringen. Deshalb scheint uns die Publikation dieser unter Leitung von Stephan Perren in Davos sorgfältig durchdachten und durchgeführten Arbeit eine Bereicherung unserer Kenntnisse auf dem Gebiet der Osteosynthese darzustellen.

Bern, Juni 1977

M. E. Müller

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 Material

2.1.1 Versuchstiere

2.1.2 Implantate

2.1.2.1 Dehnungsmessstreifen (DMS)

2.1.2.2 Dynamische Kompressionsmessplatte (Mess-DCP)

2.1.2.3 Schrauben

2.1.3 Instrumente

2.1.3.1 Operationsinstrumentarium

2.1.3.2 Drehmomentschraubenzieher

2.1.3.3 Mess-, Registrierungs- und Auswertungs- instrumente

2.1.3.4 Rollgehbahn

2.2 Methode

2.2.1 Allgemeines

2.2.2 Vorbereitung

2.2.2.1 Eichung der Messplatte

2.2.2.2 Vorbereitung der Dehnungsmessstreifen

2.2.3 Operation

2.2.3.1 Anpassen der Messplatte

2.2.3.2 Ausführen der Drähte

2.2.3.3 Befestigung der Dehnungsmessstreifen

2.2.3.4 Nullpunktbestimmung der Dehnungsmess- streifen und der Platten

2.2.3.5 Fixation der Messplatten unter Messung des Eindrehmomentes

2.2.3.6 Abschluss der Operation

2.2.3.7 Anfertigung der postoperativen Röntgen- bilder

2.2.4 Verlaufskontrollen zwischen Operation und Re-Operation

2.2.4.1 Klinischer Verlauf

2.2.4.2 Messungen

2.2.4.2.1 Statische Messungen

2.2.4.2.2 Dynamische Messungen auf der Rollgehbahn

- 2.2.5 Re-Operation
- 2.2.6 Versuchsabschluss
- 2.2.7 Eichung der Messplatte nach Explantation
- 2.2.8 Methoden der Auswertung
- 2.2.9 Histologie

3. RESULTATE

- 3.1 Allgemeines
- 3.2 Resultate des Vorversuchs
- 3.3 Präoperative Kontrollen der Implantate
 - 3.3.1 Kontrollen der Messplatten
 - 3.3.2 Kontrollen der Dehnungsmessstreifen
- 3.4 Intraoperative und postoperative Kontrollen
 - 3.4.1 Messungen der Platten und Dehnungsmessstreifen
 - 3.4.2 Messungen des Drehmomentes
 - 3.4.3 Postoperative röntgenologische Beurteilung
- 3.5 Messungen zwischen Operation und Re-Operation
 - 3.5.1 Statische Messungen
 - 3.5.1.1 Statische Messungen der Knochendehnung
 - 3.5.1.2 Statische Messungen der axialen Kraftveränderungen in der Platte
- 3.6 Messungen während der Re-Operation
 - 3.6.1 Drehmomentmessungen
 - 3.6.2 Dynamische Messungen auf der Rollgehbahn
- 3.7 Befunde nach Explantation der Tibiae
 - 3.7.1 Röntgenologische Beurteilung
 - 3.7.2 Makroskopische Beurteilung
 - 3.7.2.1 Platten
 - 3.7.2.2 Dehnungsmessstreifen
 - 3.7.2.3 Elektrische Ausführungsdrähte
 - 3.7.3 Re-Kalibration der Messplatten
 - 3.7.4 Histologie
- 3.8 Spezielle Auswertungen
 - 3.8.1 Bestimmung des in-vivo-Reibungskoeffizienten μ
 - 3.8.2 Diagramme der Kraftübertragung zwischen Platte und Knochen
 - 3.8.3 Das Rutschen der Platte in Abhängigkeit vom Drehmoment

4. DISKUSSION
5. ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG
6. LITERATURVERZEICHNIS
7. NACHWORT
8. LEBENS LAUF

Die vorliegende Arbeit hat die experimentelle in-vivo-Bestimmung der Kraftübertragung durch Reibung bei der Plattenosteosynthese zum Thema.

Insbesondere soll bestimmt werden, unter welchem Anpressdruck in vivo die Reibung zwischen Knochen und Platte genügt, ein Rutschen und damit Instabilität bei Gehbelastung zu verhindern.

Bei der Frakturbehandlung mittels Plattenosteosynthese wird die Platte durch die axiale Schraubenkraft an den Knochen gepresst. Diese Kraft bewirkt Reibung zwischen Implantat und Knochen. Es ist in diesem Zusammenhang von Interesse, den Betrag der Reibung zu kennen, der notwendig ist, um die Stabilität der Osteosynthese sicherzustellen.

Die Reibung ist eine Kraft, die sich der gegenseitigen Verschiebung zweier aufeinanderliegender Körper widersetzt. Sie ist der Verschiebekraft entgegengerichtet und unabhängig von der Grösse der Auflagefläche. Die Reibung ist definiert als das Produkt aus dem materialspezifischen Reibungskoeffizienten μ und der Normalkraft N :

$$R = \mu \cdot N \quad (\text{Formel 1})$$

Die Normalkraft ist durch Messung des Eindrehmomentes an Osteosyntheseschrauben in vitro indirekt bestimmt worden (von ARX, 1973). HAYES (1972) hat den Haftreibungskoeffizienten zwischen Knochen und Platte in vitro, vor allem für niedrige Normalkräfte, berechnet ($\mu = 0,37 \pm 0,057$ (SD)). Der Haftreibungskoeffizient in vivo ist bisher nicht bestimmt worden. Es ist denkbar, dass der in vivo-Koeffizient sich vom in vitro gemessenen Wert unterscheidet. Als Grund dafür kommt zum Beispiel die unterschiedliche Benetzung der Kontaktschicht in Frage.

Um herauszufinden, wann die Reibung zwischen Platte und Knochen in vivo nicht mehr ausreicht, die Stabilität der Osteosynthese sicherzustellen, und die Platte demnach zu rutschen beginnt, benötigen wir eine Versuchsanordnung, die folgenden Anforderungen genügt:

- 1) Die Platte soll mit unterschiedlichem Druck an den Knochen gepresst werden. Dies erreichte von ARX (1973) in vitro, indem sie die Plattenschrauben mit verschiedenen, bekannten Drehmomenten eindrehte.
- 2) Der Knochen soll unter dynamischer axialer Belastung stehen. Diese Forderung ist bei normalem Gang erfüllt und in gewissen Grenzen standardisierbar.

Ein intakter Knochen erfährt bei axialer Belastung eine negative Dehnung in der Knochenlängsachse (Verkürzung). Eine genügende Reibung zwischen Platte und Knochen erzeugt die Stabilität einer Osteosynthese. Bei axialer Belastung des Knochens wird ein Teil der Kraft von der Platte übernommen, so dass die Dehnung des Knochens derjenigen der Platte proportional ist.

Eine zu geringe Reibung zwischen Platte und Knochen hat eine instabile Plattenosteosynthese zur Folge. Bei Belastung beginnt die Platte zu rutschen, was sich in einer Disproportionalität zwischen Knochen- und Plattendehnung äussert. Die Dehnung des Knochens wird dabei grösser, während die Dehnung der Platte klein bleibt.

Das Einsetzen des Rutschens ist sowohl von der Normalkraft (N) als auch vom Reibungskoeffizienten (μ) abhängig.

Der Wert der maximalen Reibung ($R_{\max.}$), bei dem das Rutschen der Platte einsetzt, lässt sich auf Grund der unterschiedlichen Reibungsverhältnisse unter Belastung bei ausreichender Haftung der Platte am Knochen und bei ungenügender Haftung der Platte am Knochen ermitteln. Durch Messung der Dehnung von Knochen und Platte mit Dehnungsmessstreifen können wir die maximale Reibung ($R_{\max.}$) zwischen Knochen und Platte bestimmen. Die Normalkraft (N) ergibt sich nach von ARX (1973) aus dem Eindrehmoment der Plattenschrauben, das mit einem Drehmomentschraubenzieher gemessen wird. Die Forderung nach standardisierter Gehbelastung wird durch die Verwendung einer Rollgehbahn erfüllt.

Die Technik der Dehnungsmessung mittels elektrischer Dehnungsmessstreifen haben zuerst LANYON et al. (1969) und später COCHRAN (1972) beschrieben. BRENNWALD et al. (1972) haben gleichzeitig die Dehnung des Knochens und des Implantats und damit die funktionelle Entlastung des verplatteten Knochens über mehrere Wochen bestimmt.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 Material

2.1.1 Versuchstiere

Als Versuchstiere standen zwölf eineinhalb- bis dreijährige Schweizer Bergschafe weiblichen Geschlechts zur Verfügung. Die Tiere wurden in Einzelboxen gehalten und bekamen als Futter täglich 1 kg Heu, ergänzt durch 500 g Würfelkraftfutter.

2.1.2 Implantate

2.1.2.1 Dehnungsmessstreifen (DMS)

Zur Messung der Knochendehnung benutzten wir lineare DMS (Micro-Measurements, Typ CEA-06-125 UW-120; Grösse: 6 x 10 mm).

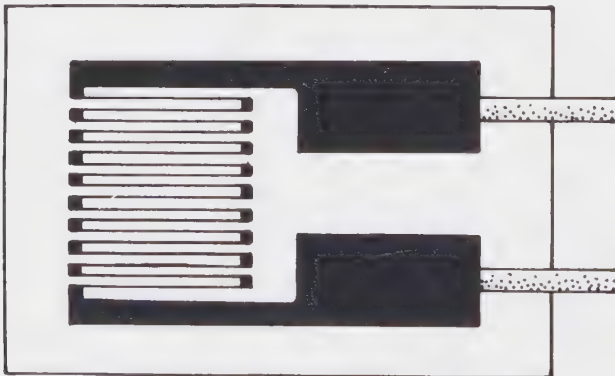


Abb. 1 Dehnungsmessstreifen

Die Dehnungsmessstreifen (DMS) verändern unter Dehnung in ihrer Längsachse ihren elektrischen Widerstand. Die Abbildung zeigt die im Experiment verwendeten sogenannten linearen DMS. Die dünnen Linien entsprechen den aktiven Elementen des DMS, das heisst jenem Teil, der die Dehnung in Widerstandsänderung umsetzt. Die dickeren Linien entsprechen den Anschlussstellen, die punktierten stellen die Drahtzuführung dar.

2.1.2.2 Dynamische Kompressionsplatte (Mess-DCP)

Die Verwendung von Osteosyntheseplatten mit Messkammer dient der Bestimmung der axialen Kraftübertragung durch das Implantat. Für ausführliche technische Daten und Konstruktionsangaben sei auf PERREN et al. (1969 a) und b)) verwiesen.

Die Messkammer, die sich zwischen den beiden Endstücken befindet, ist mit vier DMS bestückt, deren elektrischer Widerstand sich proportional zu den in Plattenlängsachse erzeugten Kräften ändert.

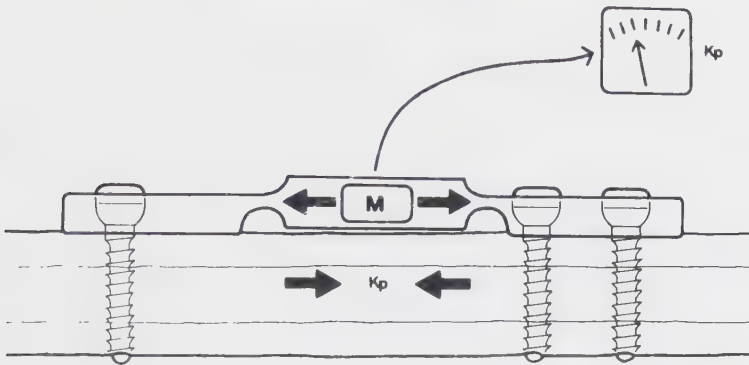


Abb. 2 Messplatte

Die Osteosyntheseplatte (dynamische Kompressionsplatte DCP) ist mit einer Messkammer (M) versehen. Sie enthält vier DMS, die es gestatten, die axial wirkende Zug- oder Druckkraft in der Platte über eine Drahtverbindung zu messen. Zug in der Platte bewirkt Druck im Knochen oder umgekehrt. In der vorliegenden Untersuchung dient die Messplatte vor allem der Messung dynamischer Komponenten.

Durch die besondere mechanische Verbindung der Messkammer mit den Plattenenden (plastische Gelenke) sind Messfehler durch Auftreten von Biegemomenten reduziert und durch spezielle Anordnung der DMS kompensiert.

Die Endstücke der aus Titan gefertigten Platte entsprechen der Platte Nr. 244 der AO^{*)}. Im Unterschied zur normalen AO-Platte sind die Messplatten jedoch 2 mm dicker (6.5 mm). Durch spezielle Anordnung der DMS sind Temperaturschwankungen kompensiert, sofern die ganze Platte unter gleichmässiger Temperatur steht.

2.1.2.3 Schrauben

Zur Befestigung der Messplatten wurden AO-Kortikalisschrauben (4,5 mm) aus Titan verwendet.

Material:	SNV Nr. 056 507
Konstruktion:	Kopf SNV Nr. 056 520
	Abmessungen SNV Nr. 056 524
	Gewinde SNV Nr. 056 522

2.1.3 Instrumente

2.1.3.1 Operationsinstrumentarium

Zur Implantation verwendeten wir das AO-Standard-Instrumentarium.

2.1.3.2 Drehmomentschraubenzieher

Beim Eindrehen der Schrauben benutzen wir zur Messung des Drehmomentes einen Drehmomentschraubenzieher (RUMUL^{**) 7012), der eine Torsionsmessdose mit DMS enthält. Nach Form und Torsionsfestigkeit entsprach dieser Schraubenzieher dem AO-Modell 314-12. Abgesehen von der notwendigen Kabelverbindung zwischen dem Drehmomentschraubenzieher und einem Brückenverstärker (RUMUL-Tensicator 7207) entsprach die Handhabung dieses modifizierten Schraubenziehers dem in der Klinik verwendeten Modell.}

*) AO = Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

**) RUMUL = Russenberger und Müller, CH 8200 Schaffhausen

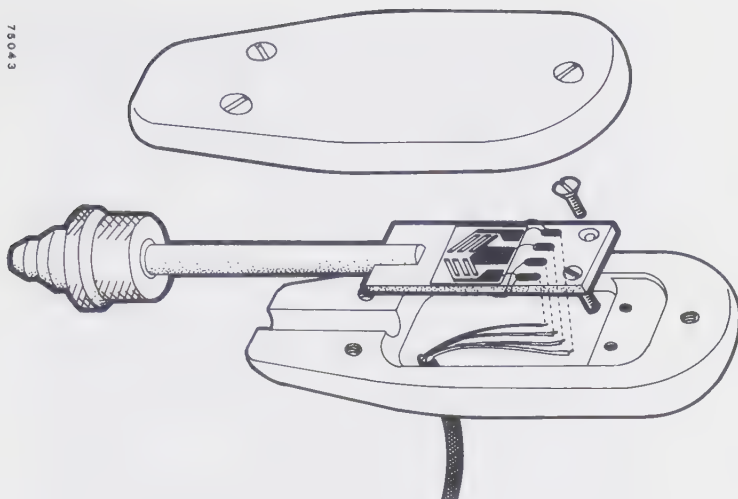


Abb. 3 Drehmoment-Messschraubenzieher

Ein mit DMS versehener AO-Schraubenzieher erlaubt, das beim Eindrehen der Schrauben ausgeübte Drehmoment elektronisch zu messen. Die je 45° zur Längsachse eines flachprismatischen Metallträgers versetzten DMS sind sichtbar. Je zwei DMS sind auf den beiden Flächen aufgeklebt und zu einer Vollbrücke geschaltet.

Technische Daten: max. Drehmoment: 120 cmKp
 Empfindlichkeit: 0,022 mV/V cmKp
 max. Speisespannung: 6 V

2.1.3.3 Mess-, Registrierungs- und Auswertungsinstrumente

Für statische Messungen mit DMS benutzten wir den HUGGENBERGER TEPIC-INDICATOR IT I.

Technische Daten: Trägerfrequenz: 800 Hz
 Brückenspeisespannung: 2,5 V
 Genauigkeit und Nullpunktabweichung bezüglich Temperatur und Zeit waren im Rahmen der Untersuchung vernachlässigbar.

Für dynamische Messungen verwendeten wir:

- a) Einen Vierkanal-Brückenverstärker vom Typ HUGGENBERGER
TEPICATOR mit folgenden technischen Daten:

Trägerfrequenz: 1500 Hz

Brückenspeisespannung: 5 V

Kurzzeitstabilität: 2,5 $\mu\epsilon$

Langzeitstabilität: 5 $\mu\epsilon$ /Tag

- b) Einen Honeywell-Gleichspannungsverstärker vom Typ ACCUDATA
176, der die Galvanometer (Typ M 100 - 350) eines Honeywell-
Visicorders (Typ 906 T) ansteuerte.

Technische Daten: max. Empfindlichkeit: 1 mV/cm

Frequenzgang: 0 - 600 Hz (Linearität: $\pm 1\%$)

Verstärkungsgenauigkeit und Gleichspannungs-
verstärkungslinearität: $\pm 1\%$

- c) Einen Speicheroszillograph (TECTRONIX 564):

Technische Daten: X-Verstärker: Typ 2 A 60

Empfindlichkeit: 0,05 - 50 V/
Skalenteil

Y-Verstärker: Typ 3 A 72

Empfindlichkeit: 0,01 - 20 V/
Skalenteil

Dieser Oszillograph diente der Registrierung der Axialkraft-
schwankungen der Messplatte sowie der Dehnungsveränderungen der
am Knochen fixierten DMS im Koordinatensystem, wobei auf die
Ordinate die Messwerte der DMS und auf die Abzisse die der
Messplatte angegeben sind.

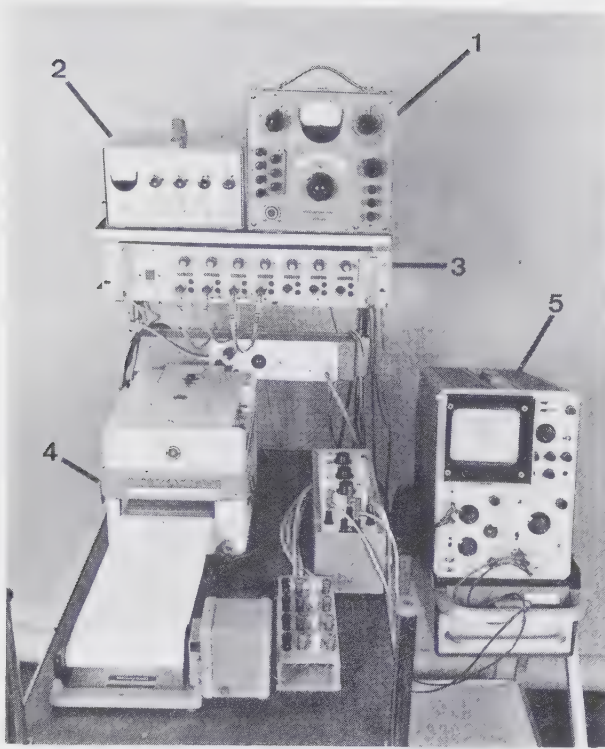


Abb. 4 Mess- und Registriereinrichtung

Das durch die Widerstandsänderung entstehende Signal der verschiedenen DMS (DMS auf Knochen, DMS der Messplatte, DMS des Schraubenziehers) wird mit Hilfe von Speisegeräten und Messverstärkern mess- und registrierbar gemacht.

- (1) Brückenverstärker für statische Messungen
- (2) Brückenverstärker für Mehrkanal-Messungen
- (3) Vorverstärker für Galvanometer
- (4) Galvanometerschreiber
- (5) Speicheroszillograph

- d) Die Isolationswiderstände der DMS gegen Masse wurden mit einem KEITHLEY 160 Multimeter gemessen. Mit dem gleichen Instrument wurden die einzelnen Brückenwiderstände der Messplatten überprüft.

- e) Zur Eichung der Platte vor der Operation und nach Explantation stand ein Testrahmen zur Verfügung. Eine Kraft zwischen 0 - 100 Kp wurde mittels einer Spindel appliziert. Die Messung der Kraft erfolgte mit einem Dynamometer.

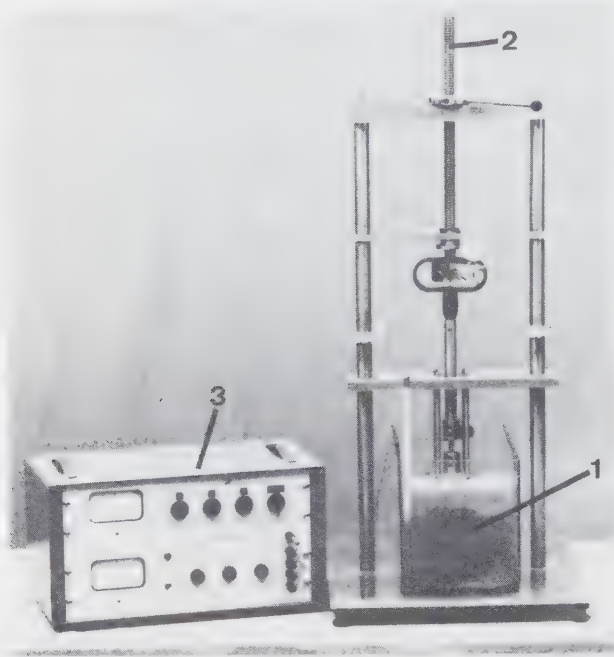


Abb. 5 Versuchsanordnung zur Dehnungseichung auf Zug bei 39°C

Die Messplatte, die in einer temperaturregulierten physiologischen Salzlösung (1) liegt, wird mittels einer Zugspindel (2) unter Spannung gesetzt. Die angewandte Zugkraft wird mit einem mechanischen Dynamometer gemessen, während die Präzisionsmessbrücke (3) links im Bild die Registrierung der erzeugten Dehnung gestattet.

- f) Zur Auswertung der zeitabhängig registrierten Kurven benutzen wir einen Tisch-Digitalizer NUMONICS und einen Tisch-Computer WANG 600 mit einem Plotter WANG 612.

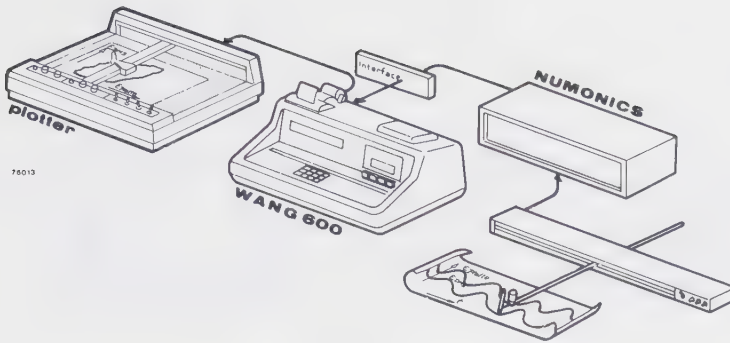


Abb. 6 Kurvenauswertung

Die zeitabhängig registrierten Dehnungswerte des DMS auf dem Knochen sowie der Messplatte werden elektronisch mit Hilfe eines Numonics-Gerätes digitalisiert. Die Werte werden dann direkt über ein Interface auf den Tischrechner Wang 600 zur weiteren Verarbeitung übertragen. Die graphische Darstellung wird mit einem Plotter 612 durchgeführt. Auf diese Weise können die Dehnungswerte der Platte in Abhängigkeit von jener des Knochens ausgewertet werden.

2.1.3.4 Rollgehbahn

Eine standardisierte dynamische axiale Belastung erreichen wir auf einer Rollgehbahn "Laufergotest"^{*)} bei einer konstanten Geschwindigkeit von 2,5 km/h.

^{*)} Firma E. Jäger, Würzburg

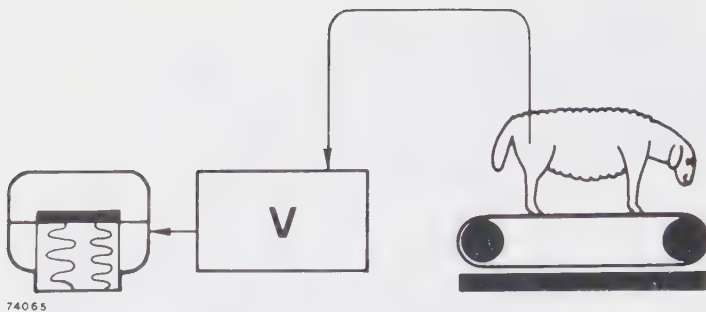


Abb. 7

Dynamische Messungen auf der Rollgehbahn

Auf der Rollgehbahn werden bei standardisiertem Laufen (2,5 km/h) Dehnung des Knochens und der Platte registriert.

V = Brückenverstärker

2.2 Methode

2.2.1 Allgemeines

DMS und Messplatten haben wir drei Wochen lang nach Implantation belassen. Danach fand eine Re-Operation statt, die uns erlaubte, die Schrauben mit verschiedenen Drehmomenten anzuziehen und danach bei Belastung die Dehnung von Knochen und Platte zu messen.

2.2.2 Vorbereitung

2.2.2.1 Eichung der Messplatte

Zuerst haben wir die Isolation der DMS gegen Masse in Ringerlösung geprüft. Sämtliche zur Implantation verwendeten Platten hatten einen Isolationswiderstand von mehr als $10^9 \Omega$. Nach Ueberprüfung der einzelnen Brückenwiderstände wurden die Messplatten im Testrahmen geeicht. Hierbei wurde durch Zuordnung der axialen Belastung (0 - 100 Kp) zur entsprechenden Dehnung ($\mu\epsilon$ = microstrain) die Eichkurve erstellt.

2.2.2.2 Vorbereitung der Dehnungsmessstreifen

Die elektrischen Anschlussdrähte wurden mit einem feinen temperaturregulierten LötKolben an die Kontaktstelle der DMS gelötet. Die zusätzliche elektrische Langzeitisolation wurde durch Verwendung von M-Coat B (Micro-Measurements) gesichert. Nach der Montage prüften wir die Isolationswiderstände, die einen Grenzwert von $10^9 \Omega$ nicht unterschreiten durften.

2.2.3 Operation

Die Tiere gelangten nach 24-stündiger Nahrungskarenz - aber ohne Einschränkung der Flüssigkeitsaufnahme - zur Operation. Als Prämedikation wurden 10 mg (!) Atropinum sulfuricum und 0,5 mg

Vetranquil^(R) i. v. injiziert. Nach Einführung eines 50 cm langen Venenkatheters (Vygon Sterile^(R), 1,5 mm Ø) in die Vena jugularis externa wurde die Narkose mit 10 ml Pentothal^(R) i. v. langsam eingeleitet. Nach Verschwinden des Schluck- und Lidreflexes wurden die Schafe unter Sicht peroral mit einem 11 mm-Tubus intubiert und an eine Dauertropfinfusion von 500 ml 5%-iger Glucoselösung angeschlossen. Als Inhalationsnarkotikum wurde ein Sauerstoff-Fluothan-Gemisch im geschlossenen System verabreicht. Um eine intra- und postoperative Magentympanie zu vermeiden, wurde den Tieren präoperativ eine 1,5 cm dicke Magenschlundsonde eingelegt, durch die sich Pansenflüssigkeit und Gase entleeren liessen.

Die präoperativen Vorbereitungen (Rasur und Desinfektion des Operationsgebietes) erfolgten nach der von Hutzschenreuter angegebenen Methode (HUTZSCHENREUTER et al., 1973). Unter sterilen Bedingungen wurde die linke Schafttibia von einem medialen Zugang aus freigelegt. Nach Blutstillung wurde das Periost in Längsrichtung gespalten und im Diaphysenbereich medial mit einem Rasparatorium vom Knochen gelöst.

2.2.3.1 Anpassen der Messplatte

Nach Anpassen der Messplatte an die mediale Tibiafläche haben wir zwei Schraubenlöcher am proximalen Ende und eines distal als endständige Plattenlöcher gebohrt. Hierzu verwendeten wir die 1,0 mm Spannrohrbüchse in umgekehrter Richtung. Wir haben daher alle drei Schraubenlöcher so angelegt, dass der Schraubenkopf auf die Mitte der horizontalen Gleitbahn des Plattenlochs zu liegen kommt (Abb. 8 siehe nachfolgende Seite).

Nach Messung der erforderlichen Schraubenlänge und nach Schneiden des Gewindes haben wir die entsprechenden Kortikalisschrauben eingesetzt und anschliessend die Platte wieder entfernt.

2.2.3.2 Ausführen der Drähte

Die Anschlussdrähte der Messplatte sowie der DMS führten wir mit einem stumpfen Führungsspiess unter der Haut bis in Höhe des Trochanter major femoris und hier nach einer kleinen Gegeninzision durch die Haut nach aussen. Dabei verlaufen die Drähte über die Bewegungsachse des Kniegelenkes.



Abb. 8 Modell des Plattenlochs und der Schraubenansenkung der dynamischen Kompressionsplatte der AO (DCP)

Die sphärische Kugelansenkung passt in jeder Schraubenstellung kongruent zu den zylindrischen Ansenkungen des Schraubenlochs. Der schräggestellte Spannzylinder rechts ist im vorliegenden Experiment nicht verwendet worden. Die Schraube ist mit Hilfe der Bohrlehre in die Mitte des horizontalen Zylinders (Pfeil) gesetzt worden.

2.2.3.3 Befestigung der Dehnungsmessstreifen

Eine über Wochen zuverlässige Klebeverbindung der DMS mit der Knochenoberfläche erreichten wir nach der von BRENNWALD (1974) angegebenen Methode. Zuerst wurden Periostreste mit einem Skal-

pell entfernt. Nach Kautern der blutenden Knochengefäße wurde im Bereich der Klebestelle der Knochen mit einem chloroformgetränkten Wattebausch entfettet. Der Knochen wurde dann mit Ringlösung, die zur Auslösung des Klebevorganges nötig ist, befeuchtet. Anschliessend wurde die Unterfläche des DMS mit dem Gewebekleber IBC 2 (Isobutyl-2-Cyanoacrylat) der Firma Ethicon bestrichen, die Oberfläche mit einer Polyäthylenfolie belegt und der so präparierte DMS auf den Knochen gepresst. Einen DMS fixierten wir im Bereich der Diaphysenmitte auf der medialen Tibiafläche direkt unter der Messkammer der Platte. Zwei weitere DMS wurden auf der dorsalen und ventralen Fläche des Knochens angebracht.

Die elektrischen Ausführungsdrähte haben wir am Periost mit nicht resorbierbaren Fäden befestigt.

2.2.3.4 Nullpunktbestimmung der DMS und der Platten

Nach Befestigung der DMS haben wir ihren intraoperativen Nullpunkt bestimmt. Nach Ankleben der DMS haben wir denjenigen der Platte ermittelt, ohne die Schrauben in den vorbereiteten Schraubenlöchern fest anzuziehen.

2.2.3.5 Fixation der Messplatten unter Messung des Eindrehmomentes

Anschliessend wurden die Schrauben mit dem Drehmomentschraubenzieher bis auf 25 cmKp angezogen.

2.2.3.6 Abschluss der Operation

Nach Einlegen einer Redondrainage wurde die Operationswunde ohne subkutane Naht mit einer Hautnaht nach Allgöwer geschlossen (ALLGOEWER, in MUELLER, ALLGOEWER, WILLENEGGER, 1969). Als Nahtmaterial verwendeten wir Supramid 4-0.

Die Wunde haben wir zum Abschluss mit Nobecutan^(R) besprüht, ohne weitere Verbände anzulegen. Die ersten postoperativen Mes-

sungen haben wir nach Abschluss der Operation an der Messplatte und den drei DMS durchgeführt.

2.2.3.7 Anfertigung der postoperativen Röntgenbilder

Direkt nach Abschluss der Operation, noch bevor die Tiere aus der Narkose erwachten, fertigten wir von jeder operierten Tibia ein Röntgenbild in antero-posteriorer Richtung (standardisierte Aufnahmetechnik) an.

2.2.4 Verlaufskontrollen zwischen Operation und Re-Operation

2.2.4.1 Klinischer Verlauf

Während der drei Wochen dauernden Implantation wurden die Fortschritte der Wundheilung zunächst täglich, später zweimal wöchentlich kontrolliert. Die Redondrainage haben wir 24 Stunden nach der Operation entfernt und danach die Belastung der operierten Gliedmassen geprüft. Das Nahtmaterial wurde bis Versuchsende belassen.

2.2.4.2 Messungen

Während der ersten drei postoperativen Tage führten wir täglich statische Messungen der Knochendehnung durch. Im Anschluss daran erfolgten statische und dynamische Messungen zweimal pro Woche.

2.2.4.2.1 Statische Messungen

Statische Dehnungsmessungen fanden am liegenden Tier ohne Belastung der Gliedmassen statt. Dazu haben wir die Verbindungsdrähte der Messplatte und der DMS am Huggenberger TEPIC Indikator IT I angeschlossen und nach Kompensation die Dehnungswerte abgelesen und registriert. Bei jeder Dehnungsmessung haben wir mit dem Multimeter die Isolationswiderstände kontrolliert, indem wir einen der Verbindungsdrähte der DMS bzw. Messplatte und eine intramuskulär eingestochene Nadel als Elektrode benutzten.

2.2.4.2.2 Dynamische Messungen auf der Rollgehbahn

Dynamische Messungen wurden am Tier bei standardisiertem Gang durchgeführt. Die Schafe liessen wir auf der Rollgehbahn mit einer Geschwindigkeit von 2,5 km/h laufen und registrierten mit den unter 1.1.3.3 aufgeführten Messinstrumenten die dabei ermittelten Signale.

2.2.5 Re-Operation

Drei Wochen nach Versuchsbeginn erfolgte die Re-Operation. Nach den üblichen statischen und dynamischen Messungen eröffneten wir in Lokalanästhesie unter zwar sauberen, aber unsterilen Bedingungen die Haut über der distalen Schraube. Wir legten die Schraube frei, lösten sie und zogen sie anschliessend unter Drehmomentmessung wieder auf ein bestimmtes Drehmoment an. Jeweils nach dem Eindrehen der Schraube auf die neue Drehmomentstufe lief das Tier auf der Rollgehbahn. Dabei registrierten wir die Axialkraftschwankungen der Messplatte sowie die Dehnungsveränderungen der DMS am Knochen mit dem Honeywell-Visicorder und dem Speicheroszillograph (2.1.3.3). Diesen Vorgang wiederholten wir für Drehmomentwerte von 20, 15, 10, 5 und 0 cmKp.

2.2.6 Versuchsabschluss

Wir euthanasiierten die Tiere mit Vetanarcol^(R) i. v. Anschliessend fertigten wir ein Röntgenbild an und explantierten die operierte Tibia, die wir bis zur histologischen Untersuchung tiefgekühlt aufbewahrten.

2.2.7 Eichung der Messplatte nach Explantation

Der Vorgang der Eichung nach Explantation entspricht der unter 2.2.2.1 beschriebenen Methode.

2.2.8 Methoden der Auswertung

Es ist das Ziel der Auswertung, die Dehnung der Platte mit der Dehnung des Knochens zu vergleichen, weil dieser Vergleich erlaubt,

das Einsetzen des Rutschens der Platte festzustellen. Ermittelt werden hierzu die Dehnungswerte der Messplatte und diejenigen des unter der Messkammer liegenden medialen Dehnungsmessstreifens.

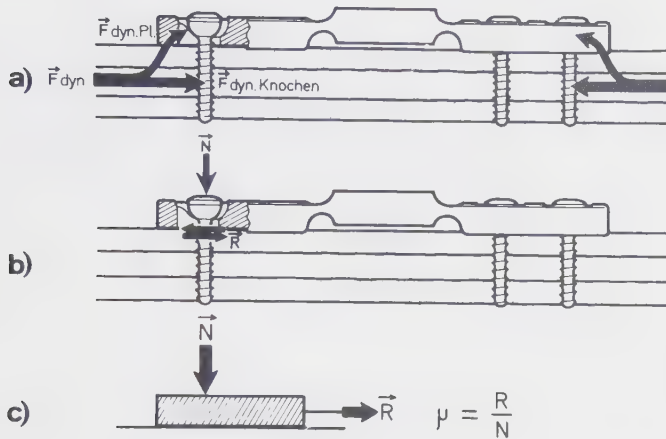


Abb. 9 Grundlage der Reibungsmessung in vivo

- Im System Knochen/Platte übernimmt bei Belastung sowohl der Knochen ($\vec{F}_{dyn. Knochen}$) als auch die Platte ($\vec{F}_{dyn. Platte}$) einen Anteil der dynamischen Kraft. Das Ausmass der Kraftverteilung in der Platte bzw. im Knochen haben wir mit Hilfe von DMS gemessen. Je stärker man die Platte an den Knochen anpresst, desto grösser ist der Kraftanteil, den die Platte übernehmen kann. Presst man sie zu wenig an, so beginnt die Platte zu rutschen.
- Die dynamische Kraft wird durch Reibung ($\vec{R}$) zwischen Platte und Knochen übertragen. Diese Reibung $\vec{R}$ ist ihrerseits abhängig von der axialen Kraft $\vec{N}$ der Schraube. Durch Standardisierung des Drehmomentes erreichten wir standardisierte Normalkraftwerte.
- Die Normalkraft $\vec{N}$ bewirkt eine Kompression zwischen Platte und Knochen. Das Ausmass der Reibung $\vec{R}$ ist durch die unterschiedliche Kraftverteilung zwischen Knochen und Platte bestimmbar. So kann der Reibungskoeffizient μ nach der Formel bestimmt werden:

$$\mu = \frac{R}{N}$$

Zur Analyse der Dehnungsverhältnisse von Platte und Knochen wendeten wir zwei Methoden an:

- 1) Wir registrierten die Signale bei der zeitabhängigen Dehnungskomponente mit einem Speicheroszillographen, der die Aufzeichnung bei normaler Schrittfolge ermöglichte.

Bei Darstellung von Knochen- und Plattendehnung im Koordinatensystem ergibt sich bei ausreichender Reibung zwischen Platte und Knochen eine Proportionalität der Dehnungsverhältnisse, der graphisch eine Gerade entspricht.

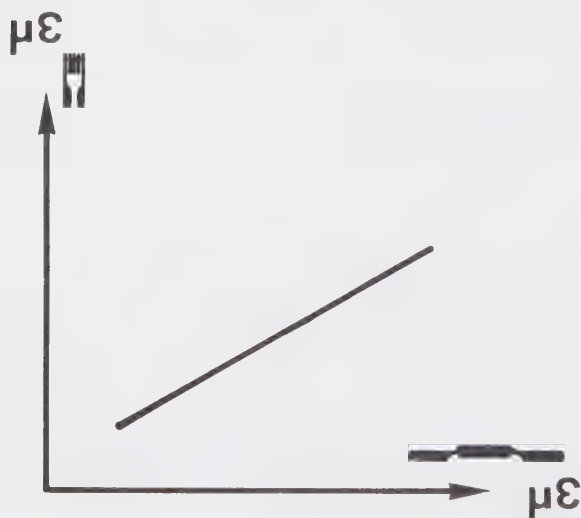


Abb. 10 Schematische Darstellung der Dehnungsverhältnisse der Platte und des Knochens bei hohem Eindrehmoment

Bei genügend hoher Reibung infolge Axialkraft der Schraube (hohes Eindrehmoment) verhält sich die Dehnung der Platte zu jener des Knochens proportional.

- 2) Die zweite Methode bestand in der Verwendung der während der Re-Operation auf der Rollgehbahn mit dem Honeywell-Visicor-der registrierten Dehnungswerte von Knochen und Platte. Durch Umwandlung der registrierten Kurvenverläufe in digitale Information mittels eines Tisch-Digitalizers (Numonics) und eines Tischrechners (Wang 600) konnten wir die Dehnung der Platte im Verhältnis zur Dehnung des Knochens auf einem Tischzeichner (Plotter Wang 612) im Koordinatensystem rekonstruieren (Rekonstruktionsmethode).

Die nach der zweiten Methode verarbeiteten Daten waren zuverlässiger und sind daher Grundlage der weiteren Auswertung.

Mit Hilfe der oben beschriebenen Rekonstruktionsmethode haben wir für jede Drehmomentstufe je fünf Schrittfolgen als Plattenkraft-Knochendehnungs-Diagramm auf durchsichtigem Millimeterpapier graphisch dargestellt. Die Diagramme der fünf Schrittfolgen projizierten wir im Koordinatensystem übereinander, so dass wir den durchschnittlichen Grenzwert bestimmen konnten, an dem die Platte zu rutschen beginnt. Dieser Grenzwert (in microstrain = $\mu\epsilon$) lässt sich auf Grund der Eichkurven der Messplatten nach Explantation in K_p umrechnen. Dieser in K_p umgerechnete Wert entspricht der Reibung ($R_{max.}$), bei der das Rutschen der Platte beginnt.

Die Berechnung des Haftreibungskoeffizienten μ setzt die Kenntnis der Reibung R und der Normalkraft N voraus ($\mu = \frac{R}{N}$). Die Reibung R wurde - wie oben beschrieben - ermittelt. Die Normalkraft N errechnet sich aus dem Produkt von Drehmoment (M) und einem Proportionalitätsfaktor von von ARX (1973) ($k = 7,2$). Daraus ergibt sich: $N = M \cdot k$

Alle zur Berechnung des Haftreibungskoeffizienten notwendigen Größen liegen hiermit vor.

Beim Rutschen der Platte wird die Proportionalität zwischen Knochen- und Plattendehnung aufgehoben, was in einem rautenförmigen Dehnungsdiagramm erkennbar ist (Abb. 11).

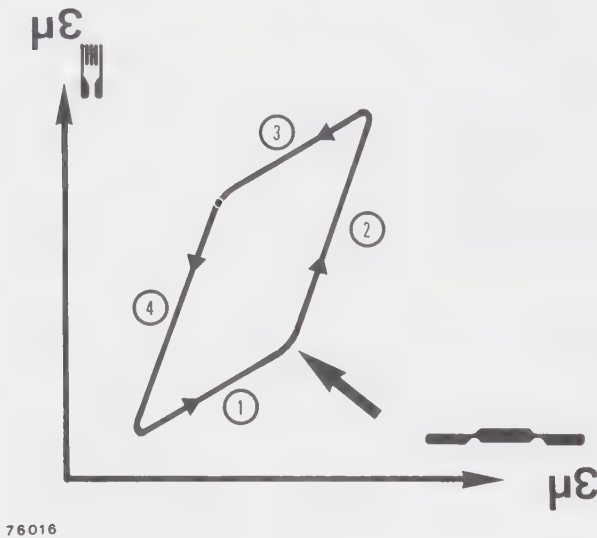


Abb. 11 Schematische Darstellung der belastungsabhängigen Dehnungsverhältnisse von Platte und Knochen bei niedrigem Eindrehmoment.

Das Diagramm besteht aus

- einem flachen Teil (1), in dem die Reibung zwischen Platte und Knochen das Rutschen der Platte noch verhindert.
(Der Pfeil (↑) zeigt die Grenzsituation (R_{max}), bei welcher unter Belastung die Reibung zwischen Platte und Knochen ungenügend ist und die Platte zu rutschen beginnt).
- einem steilen Teil (2), in dem die Platte wegen ungenügender Reibung zwischen Platte und Knochen rutscht. Die Knochendehnung nimmt dabei zu, während die Plattendehnung klein bleibt.
- (3) und (4): Entsprechender Verlauf bei Entlastung.

Nach sorgfältigem Präparieren der DMS wurden Knochensegmente ausgesägt, die den DMS um 0,5 - 1 cm überragten.

Bei der histologischen Verarbeitung wurde ein Kontakt von Untersuchungsmaterial mit acrylatlösenden Chemikalien vermieden. Ein Teil des M-Coat B (2.2.2.2), der die Oberfläche des DMS bedeckte, wurde mechanisch entfernt, um einen direkten Kontakt von Einbettmittel und DMS zu gewährleisten. Das Präparat wurde während 30 sec in 100%-igem Aethanol getaucht und danach die Oberfläche an der Luft getrocknet. Darauf wurde mit schnellhärtendem Methacrylat (Paladur^(R)) eine Stützeinbettung vorgenommen. Unter ständiger Wasserkühlung wurden Sägeschnitte von ca. 100 µm Dicke hergestellt. Die Schnitte wurden ohne weitere Behandlung mit Glyceringelatine eingedeckt und im Mikroskop (Wild M 20) im Hellfeld und mit polarisiertem Licht beurteilt.

3. RESULTATE

3.1 Allgemeines

Der postoperative Verlauf war bei den insgesamt zwölf operierten Tieren komplikationslos. Die Wundheilung verlief bei allen Schafen ungestört, und es traten keine Infektionen auf. Zwei bis drei Stunden nach der Operation nahmen die Schafe wieder Wasser und Heu auf. Nach etwa drei Tagen post operationem beobachteten wir kein Schon-Hinken mehr. Von insgesamt zwölf implantierten Messplatten konnten die Daten von zehn Platten ausgewertet werden. Eine Messplatte fiel wegen Drahtbruchs im Bereich der Bride kurz vor der Re-Operation aus. Wir mussten zwei weitere Versuchstiere während der Re-Operation ausscheiden: Im ersten Fall wurde versehentlich der elektrische Ausführungsdraht der medialen DMS gequetscht, im zweiten Fall wurde während des Eindrehens der Kopf der distalen Schraube abgebrochen.

3.2 Resultate des Vorversuchs

Im Vorversuch wurden bei einem Schaf vier Dehnungsmessstreifen an den Knochen geklebt: Ein Dehnungsmessstreifen haftete drei Monate, ein weiterer lieferte nach zwei Monaten keine zuverlässigen Messdaten mehr, die beiden restlichen zeigten nach fünf Wochen Veränderungen der Messwerte.

3.3 Präoperative Kontrollen der Implantate

3.3.1 Kontrollen der Messplatten

Vor Gebrauch haben wir jede Platte nach unter 2.2.2.1 angegebener Methode getestet und geeicht. Eine Platte mit einem Isolationswiderstand von weniger als $10^9 \Omega$ wurde durch eine neue ersetzt. Bei sämtlichen Platten haben wir die Dehnung unter verschiedener Belastung gemessen. Die angezeigte Dehnung ($\mu\epsilon$) ist proportional der angelegten Kraft (F_x) und lässt sich durch die Formel $\epsilon = A \cdot F_x + B$ wiedergeben. Dabei bezeichnen wir A als Empfindlichkeit der Platte ($\mu\epsilon/Kp$) und B als Nullpunkt ($\mu\epsilon$).

Die Eichkurven verliefen linear. Die Empfindlichkeit der Messkammern von elf implantierten Platten betrug durchschnittlich $8,3 \pm 0,3$ (SD) $\mu\epsilon/Kp$ (Tab. 1).

Platte	Empfindlichkeit (A) $\mu\epsilon / Kp \pm (SD)$	Nullpunkt (B) $\mu\epsilon \pm (SD)$	Isolationswiderstand in Ω
T4 K 1	$8,6 \pm 0,05$	$14\ 738 \pm 2,6$	$> 10^9 \Omega$
T4 K 2	$8,2 \pm 0,05$	$14\ 676 \pm 2,5$	"
T4 K 4	$7,9 \pm 0,06$	$14\ 587 \pm 2,7$	"
T4 K 5	$8,7 \pm 0,03$	$15\ 066 \pm 1,7$	"
T4 K 6	$7,7 \pm 0,04$	$14\ 749 \pm 2,0$	"
T4 K 7	$8,3 \pm 0,04$	$15\ 465 \pm 2,0$	"
T4 K 8	$8,3 \pm 0,03$	$15\ 141 \pm 1,9$	"
T4 K 9	$8,3 \pm 0,03$	$15\ 138 \pm 1,6$	"
T4 K 10	$8,1 \pm 0,05$	$15\ 670 \pm 2,6$	"
T4 K 11	$8,4 \pm 0,03$	$14\ 673 \pm 1,6$	"
T4 K 12	$8,6 \pm 0,03$	$15\ 033 \pm 2,0$	"

$\bar{x}$ $8,3 \pm 0,30$

Tab. 1: Eichung der Platten vor Implantation

Jede Platte wurde mit 0, 25, 50, 75, 100, 75, 50, 25 und 0 Kp axial belastet. Aus den entsprechenden Dehnungswerten sind - mit Hilfe einer linearen Regression - der Nullpunkt und die Steigung sowie ihre Streuungsmasse errechnet worden. Die Werte für die Empfindlichkeit sind ferner gemittelt worden ($\bar{x} \pm (SD)$).

3.3.2 Kontrollen der Dehnungsmessstreifen

Die elektrischen Isolationswiderstände haben wir vor der Implantation kontrolliert und wie bei den Messplatten einen Mindestwiderstand von $10^9 \Omega$ als Grenzwert zugrundegelegt. Bei acht von 33 implantierten Dehnungsmessstreifen war diese Bedingung nicht erfüllt, so dass wir sie mit einer weiteren Schicht von Isolations-

mittel (M-Coat B, 2.2.2.2) bestreichen mussten. Damit war der Isolationswiderstand bei allen verwendeten DMS grösser als $10^9 \Omega$.

3.4 Intraoperative und postoperative Kontrollen

3.4.1 Messungen der Platten und Dehnungsmessstreifen

Wir haben intraoperativ - vor Wundverschluss - den Nullpunkt der Messplatten sowie denjenigen der medialen DMS bestimmt. Nach Wundverschluss erfolgten die ersten postoperativen Messungen und die Kontrollen der Isolationswiderstände in vivo.

(Tab. 2: siehe nachfolgende Seite).

Bei den Messplatten kann die Temperaturdifferenz vor und nach Wundverschluss eine Veränderung der Empfindlichkeit ausüben. Anhand der von RITTMANN, W. W. & PERREN, S. M. (1973) angegebenen Werte haben wir die Empfindlichkeitsveränderung der Messplatten berechnet: Die Empfindlichkeitsveränderung zwischen 37°C und 22°C beträgt $-1,94\% \pm 1,6$ (SD). Das bedeutet eine Empfindlichkeitsveränderung durch Temperaturdifferenz von $-0,13\%/^{\circ}\text{C}$.

3.4.2 Messungen des Drehmomentes

Während der Operation haben wir beim Einschrauben mit Hilfe eines Drehmomentschraubenziehers (2.2.3.4) ein Drehmoment von genau 25 cmKp erreicht.

3.4.3 Postoperative röntgenologische Beurteilung

Bei allen angefertigten Röntgenbildern fielen keine Besonderheiten auf. Die Knochen zeigten eine normale Dichte und Struktur. Auf den Bildern waren die Messplatten mit den zugehörigen Kortikalisschrauben sowie alle elektrischen Ausführungsdrähte und die Redondrainage gut sichtbar. Die Dehnungsmessstreifen hingegen waren nur an den Lötstellen der Litzendrähte zu erkennen.

Platte	Datum der Operation	Platte		med. DMS		Isolation
		intraoperativer Nullpunkt $\mu\epsilon$	postoperative Messung $\mu\epsilon$ *)	intraoperativer Nullpunkt $\mu\epsilon$	postoperative Messung $\mu\epsilon$	(Ω)
T4 K 1	14.07.75	14 715	14 684	-	21 690	$> 10^9 \Omega$
T4 K 2	15.07.75	14 666	14 684	22 060	22 186	"
T4 K 4	17.07.75	14 585	14 545	20 612	20 890	"
T4 K 5	18.07.75	15 102	15 023	20 590	20 595	"
T4 K 6	21.07.75	14 736	14 865	20 800	21 030	"
T4 K 7	24.07.75	15 429	15 416	20 540	20 462	"
T4 K 8	22.07.75	15 135	15 140	20 865	20 668	"
T4 K 9	25.07.75	15 124	15 553	20 404	22 490	"
T4 K 10	28.07.75	15 575	15 676	20 154	19 788	"
T4 K 11	29.07.75	14 660	14 605	19 267	19 410	"
T4 K 12	30.07.75	15 025	14 900	19 678	19 798	"

*) bei einem Schraubeneindrehmoment von 25 cmKp

Tab. 2 Intraoperative und postoperative Messdaten der Platten und der medialen DMS

Während der Operation wurde der sogenannte intraoperative Nullpunkt bestimmt. Für die Platte war dies der Dehnungswert in situ vor Eindrehen der Plattenschrauben und für den DMS jener nach Aufkleben der DMS. Als postoperative Messung bezeichnen wir die Messung nach Aufschrauben der Platte, nach Aufkleben der DMS, nach Wundverschluss und ohne Belastung der Gliedmassen.

3.5 Messungen zwischen Operation und Re-Operation

Während der drei postoperativen Wochen betrugen die Isolationswiderstandswerte der DMS und der Messkammer zwischen 10^9 und $10^7 \Omega$.

3.5.1 Statische Messungen

3.5.1.1 Statische Messungen der Knochendehnung

Es trat an einem Verbindungskabel, welches nur zu statischen Messungen der DMS verwendet wurde, ein Wackelkontakt auf, der zunächst unbemerkt blieb. Die Ergebnisse der statischen Knochendehnungsmessungen sind daher nicht zuverlässig und werden im weiteren nicht berücksichtigt.

3.5.1.2 Statische Messungen der axialen Kraftveränderungen in der Platte

Von insgesamt elf implantierten Messplatten konnten die Daten von zehn Platten ausgewertet werden (3.1). Sie zeigten einen Axialkraftbereich zwischen +1,34 und -4,93 Kp, wie es aus der folgenden Abbildung hervorgeht.

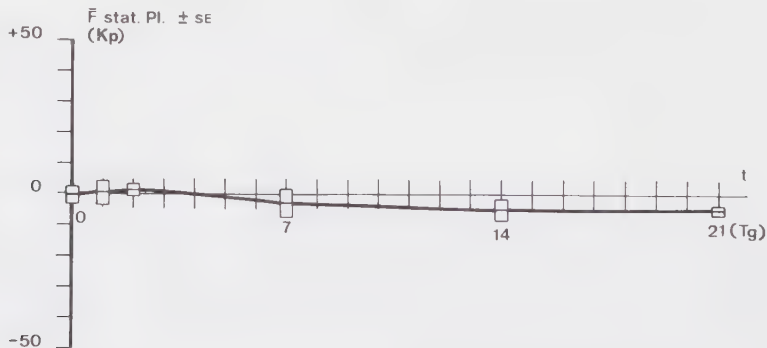


Abb. 12 Statische Messungen der axialen Kraftveränderungen der implantierten Messplatten

Die in Längsachse der Platte wirkende Kraft ist für die Periode zwischen den beiden Operationen zeitabhängig dargestellt ($\bar{x} \pm SE$). Die statische Vorspannung ist gering. Am Ende der Beobachtungsperiode besteht eine geringe statische Distraction des Knochens.

3.5.2 Dynamische Messungen

Die dynamischen Messungen, welche im Zeitraum zwischen Operation und Re-Operation durchgeführt wurden, sind im Rahmen dieser Arbeit nicht ausgewertet worden. Wir benutzten diese Messwerte lediglich zur Ueberwachung des Versuchsablaufes.

3.6 Messungen während der Re-Operation

Nach einer Implantationsdauer von drei Wochen legten wir in einer Re-Operation die distale Schraube der Messplatte frei.

3.6.1 Drehmomentmessungen

Diese Schraube, die wir zu Versuchsbeginn ursprünglich mit einem Drehmoment von 25 cmKp angezogen hatten, wurde während der Re-Operation gelöst und je auf ein 5 cmKp niedrigeres Drehmoment-niveau eingestellt. Bei Wiederholung dieses Vorganges erreichten wir so Drehmomentstufen von 20, 15, 10, 5 und 0 cmKp. Die Durchschnittswerte bei Messung der Ein- und Ausdrehmomente von den bei der Re-Operation auswertbaren Tieren sind aus folgender Tabelle ersichtlich:

Eindrehmoment in cmKp $\pm$ (SD)	entsprechendes Ausdrehmoment in cmKp $\pm$ (SD)
3 Wochen	
25,0 $\pm$ 0,00 ^{*)}	13,6 $\pm$ 4,89
3 Minuten	
20,2 $\pm$ 0,33	16,4 $\pm$ 2,66
15,1 $\pm$ 0,29	13,6 $\pm$ 2,18
10,1 $\pm$ 0,21	8,4 $\pm$ 2,15
5,2 $\pm$ 0,24	5,1 $\pm$ 1,08

*) intraoperativer Eindrehmomentwert 3 Wochen vor der Re-Operation

Tab. 3 Zusammenhang zwischen Ein- und Ausdrehmoment bei der Re-Operation

Das notwendige Ausdrehmoment ist abhängig von der Grösse des Eindrehmomentes und von der Zeit zwischen ein- und ausdrehen.

In folgender Abbildung sind die gleichen Messdaten graphisch dargestellt:

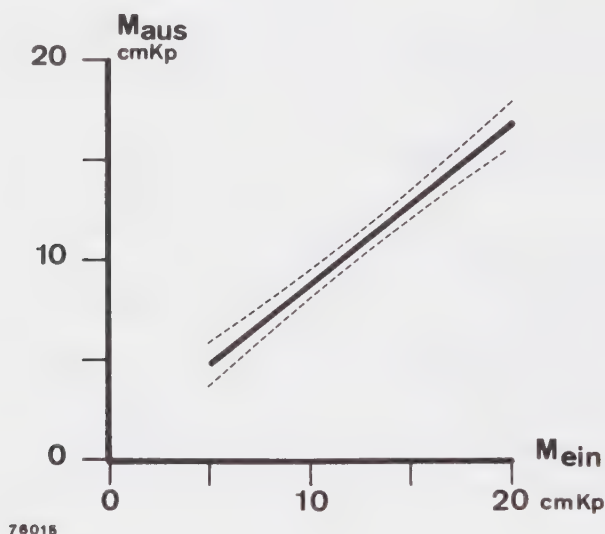


Abb. 13: Schematische Darstellung des Zusammenhangs zwischen Ein- und Ausdrehmoment während der Re-Operation

Bei der Re-Operation aufgewendete Eindrehmomente sind auf der Abzisse, das drei Minuten später zum Ausdrehen notwendige Moment ist auf der Ordinate dargestellt. Der Zusammenhang zwischen Ein- und Ausdrehmoment ist als lineare Regression mit Vertrauensgrenzen (95%) aufgezeichnet.

3.6.2 Dynamische Messungen auf der Rollgehbahn

Die dynamischen Messungen auf der Rollgehbahn erfolgten bei acht Tieren (3.1) auf jede neu eingestellte Drehmomentstufe. Bei Uebertragung der Axialkraftschwankungen der Messplatte einerseits und

der Dehnungsänderungen des medialen Dehnungsmessstreifens andererseits in ein Koordinatensystem mittels eines Speicheroszillographen ergeben sich nachstehende Bilder:

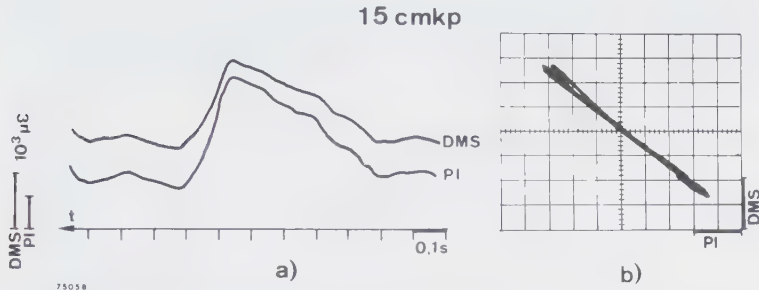


Abb. 14 Kraftverteilung ohne Rutschen (15 cmKp Eindrehmoment)

- a) Zeitabhängiger Verlauf der Dehnung von Platte und Knochen
- b) Dehnung des Knochens (DMS) und der Platten (PI) in gegenseitiger Abhängigkeit (Oszillogramm)

Bei einem Eindrehmoment von 15 cmKp ist die Reibung zwischen Implantat und Knochen gross genug, um ein Rutschen der Platte zu verhindern. Die Dehnung der Platte ist deshalb derjenigen des Knochens proportional (Abb. a)). Im Koordinatensystem entsteht somit eine Gerade (Abb. b)).

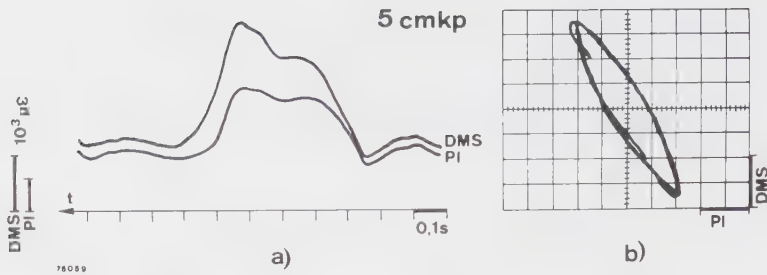


Abb. 15 Kraftverteilung mit Rutschen (5 cmKp Eindrehmoment)

a) und b) Gleiche Darstellung wie Abb. 14

Bei einem Eindrehmoment von 5 cmKp ist die Reibung zwischen Implantat und Knochen zu gering, um ein Rutschen der Platte zu verhindern. Dies zeigt sich darin, dass die Dehnung des Knochens grösser wird und die Dehnung der Platte abnimmt (Abb. a)). Das Rutschen der Platte wird im Koordinatensystem durch Disproportionalität zwischen Dehnung der Platte und des DMS mit Auseinanderweichen der Kurven deutlich (Abb. b)).

3.7 Befunde nach Explantation der Tibiae

3.7.1 Röntgenologische Beurteilung

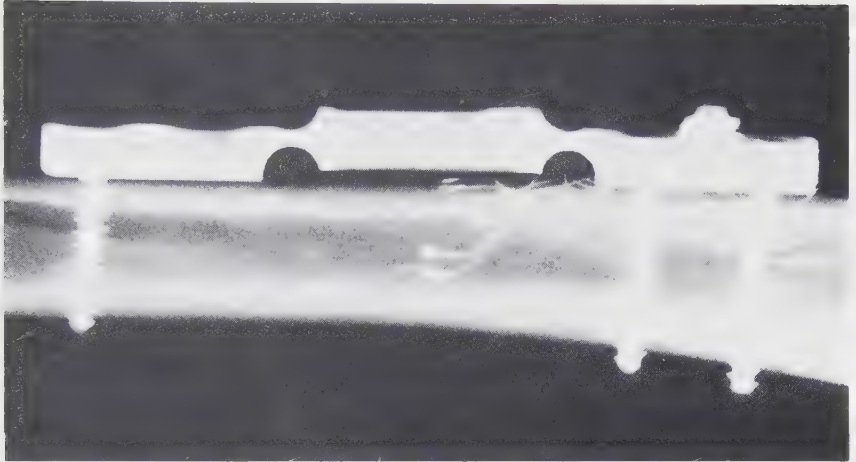


Abb. 16 Beurteilung der Röntgenbilder

Abb. 16 a Postoperatives Röntgenbild des Schafes Nr. 2
Die Schraube ist mit 25 cmKp Drehmoment angezogen.

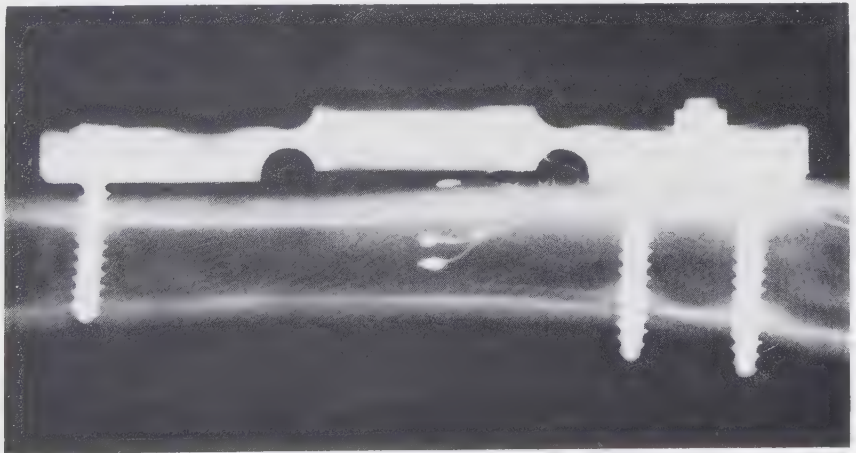


Abb. 16 b Das Röntgenbild des Schafes Nr. 2 nach Lösen
der Schraube (0 cmKp Drehmoment) post mortem

In diesem Fall hebt sich die Platte nach Lösen der
Schraube deutlich von der Knochenoberfläche ab.

An Hand der Röntgenbilder konnten wir sowohl die gesamte Knochenlänge als auch die Entfernung der distalen Schraube vom Tibio-tarsalgelenk messen. Die Gesamtlänge der verwendeten Tibiae betrug im Mittel $21,90 \text{ cm} \pm 0,50 \text{ (SD)}$. Die Entfernung der distalen Schrauben vom Gelenk betrug im Durchschnitt $6,64 \text{ cm} \pm 1,60 \text{ (SD)}$, was einem Prozentsatz von $30,24\% \pm 5,62 \text{ (SD)}$ der Gesamtlänge des Knochens entspricht. Die Positionsabweichung der Schraube ist damit gering, so dass die Messungen im wesentlichen im gleichen Bereich erfolgten.

3.7.2 Makroskopische Beurteilung

3.7.2.1 Platten

Die seitliche Plattenbegrenzung war teils mit Weichteilen, teils mit Knorpel bedeckt.

3.7.2.2 Dehnungsmessstreifen

Die Dehnungsmessstreifen waren sowohl von Weichteilen als auch von Knochen überzogen.

Die Resultate der makroskopischen Beurteilung der Dehnungsmessstreifen nach der dreiwöchigen Implantation sind in der folgenden Tabelle dargestellt:

Schaf Nr.	post. DMS	med. DMS	ant. DMS
1	2/3 gelöst 1/3 mit Knochen überwachsen	fest	1/2 gelöst
2	fest 1/2 mit Knochen überwachsen	fest	fest
3	fest	1/3 gelöst	fest
4	1/4 gelöst	fest	fest
5	fest	fest	fest
6	fest	fest	fest
7	2/3 gelöst	fest	gelöst
8	fest	fest 1 Kabel ge- quetscht	1/2 gelöst
9	1/2 gelöst	fest	2/3 gelöst
10*)	1/4 gelöst mit Knochen über- wachsen	1/2 gelöst	3/4 gelöst
11	fest	fest	1/2 gelöst

*) nach einer Implantationsdauer von 57 Tagen

Tab. 4: Makroskopische Beurteilung der DMS nach dreiwöchiger Implantationsdauer

Aus der Tabelle geht hervor, dass die medialen DMS im Gegensatz zu den anterioren und posterioren DMS nach Explantation eine bessere Haftung aufwiesen.

3.7.2.3 Elektrische Ausführungsdrähte

Die Ausführungsdrähte der Messplatten und der Dehnungsmessstreifen waren schlingenartig angeordnet und von Granulationsgewebe weitgehend überwachsen, was die Präparation erschwerte.

3.7.3

Re-Kalibration der Messplatten

Die Resultate der Eichung der Messplatten nach Explantation sind in der Tabelle 5 auf der folgenden Seite zusammengestellt.

3.7.4

Histologie

Nach 21 Tagen besteht in den meisten Fällen noch guter Kontakt zwischen Dehnungsmessstreifen und Knochen.

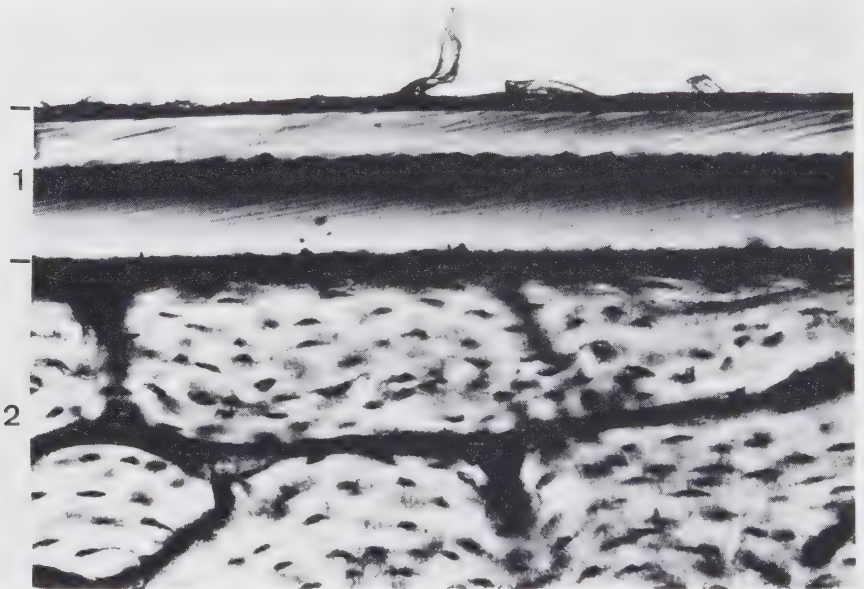


Abb. 17

Schaf Nr. 5, posteriorer DMS, 21 Tage Implantationsdauer. Vergrößerung: 225 x.
Zwischen DMS (1) und Knochen (2) besteht ein enger Kontakt. Der Cyanoacrylatfilm dazwischen ist so dünn, dass er mikroskopisch nicht sichtbar ist.

Platte Nr.	Datum d. Explan- tation	Nullpunkt in $\mu\epsilon \pm$ (SD)	Empfindl.- keit $\mu\epsilon/\text{Kp}$	Implant.- dauer in Tagen	Nullpunkt- drift $\mu\epsilon / \text{Tag}$	Empfindl.- keitsveränd. in $\%$ / Tag	Isolation Ω
T4 K 1	31.07.75	14 683 $\pm$ 1,8	8,5 $\pm$ 0,03	17	-3,18	-0,03	$> 10^9 \Omega$
T4 K 2	5.08.75	14 690 $\pm$ 2,6	8,1 $\pm$ 0,05	21	+0,67	+0,06	"
T4 K 4	7.08.75	14 473 $\pm$ 1,8	7,9 $\pm$ 0,03	21	-5,43	-0,02	"
T4 K 5	8.08.75	15 009 $\pm$ 1,6	8,4 $\pm$ 0,03	21	-2,71	-0,13	"
T4 K 6	11.08.75	14 714 $\pm$ 1,7	8,1 $\pm$ 0,03	21	-1,66	-0,27	"
T4 K 7	19.09.75	8 888 $\pm$ 1,7	6,6 $\pm$ 0,03	57	-1,16	-0,36	"
T4 K 8	12.08.75	15 098 $\pm$ 2,8	8,3 $\pm$ 0,05	21	-2,05	-0,04	"
T4 K 9	15.08.75	15 095 $\pm$ 1,1	8,2 $\pm$ 0,02	21	-2,00	-0,05	"
T4 K 10	18.08.75	15 616 $\pm$ 2,0	8,1 $\pm$ 0,04	21	-2,52	-0,04	"
T4 K 11	19.08.75	14 628 $\pm$ 1,7	8,5 $\pm$ 0,03	21	-2,10	-0,02	"
T4 K 12	20.08.75	14 960 $\pm$ 10,2	9,0 $\pm$ 0,18	21	-2,57	-0,20	"

Tab. 5: Eichung der Platten nach der Explantation

Zwischen dem Zeitpunkt der Operation und dem der Re-Operation verschob sich der Nullpunkt um $-2,8 \pm 0,5$ (SE) $\mu\epsilon/\text{Tag}$ ($n = 11$).

Die Empfindlichkeitsveränderung betrug während der Versuchsdauer durchschnittlich $-0,10\%/ \text{Tag} \pm 0,04$ (SE).

Anlässlich der Explantation sind die Platten nach ihrer Entfernung im Testrahmen bei ca. $39,5^\circ\text{C}$ wie vor der Implantation geeicht worden. Die Veränderungen des Nullpunktes und die der Empfindlichkeit sind auf die Dauer des Experimentes bezogen und pro Tag angegeben.

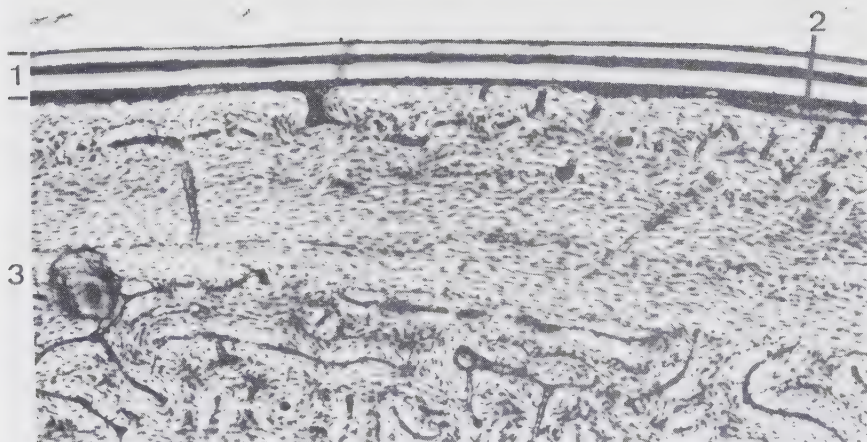


Abb. 18

Schaf Nr. 5, posteriorer DMS, 21 Tage Implantationsdauer. Vergrößerung: 56 $\times$.
 Unebenheiten (2) in der Knochenoberfläche werden von Cyanoacrylat aufgefüllt, so dass der DMS (1) in flacher Wölbung dem Knochen (3) aufliegt.

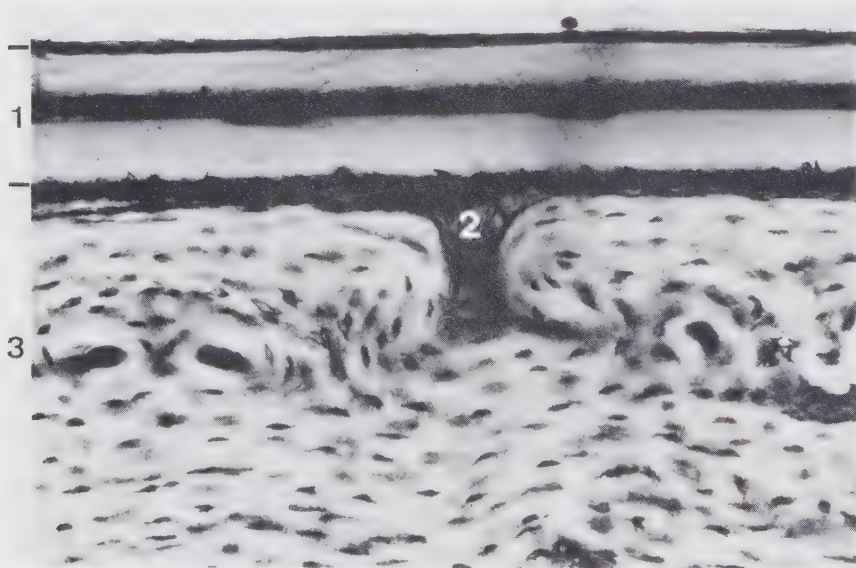


Abb. 19

Schaf Nr. 5, posteriorer DMS, 21 Tage Implantationsdauer. Vergrößerung: 224 $\times$.
 Der Klebstoff dringt in die Vertiefungen (2) der Knochenoberfläche (3) ein. (1) = DMS.

Das nächste Bild zeigt eine beginnende "unterminierende" Resorption (4) des Knochens (3) am Rande der DMS (1).
(2) = Cyanoacrylatfilm

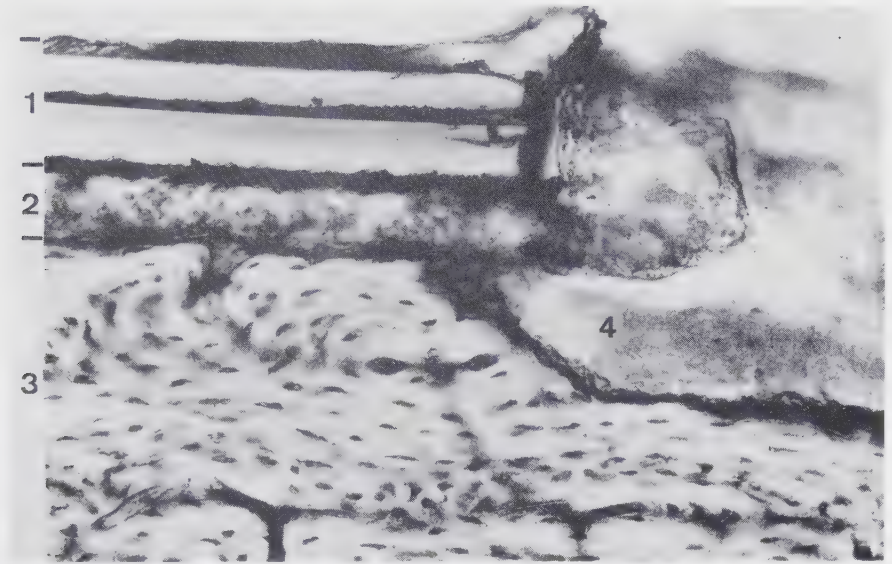


Abb. 2o

Schaf Nr. 5, posteriorer DMS, 21 Tage Implantationsdauer. Vergrößerung: 180 x.
Die Resorptionsvorgänge sind in vorliegender Abbildung in der ausgeprägtesten Form dargestellt. Die unterminierte Auflagefläche ist noch gering und betrifft nicht die aktive Messfläche des DMS.

3.8 Spezielle Auswertungen

3.8.1 Bestimmung des in-vivo-Reibungskoeffizienten μ

Die unter 2.2.7 angegebene Methode zur Bestimmung des Haftreibungskoeffizienten in vivo hat die auf der nachfolgenden Seite in Abb. 21 gezeigten Resultate ergeben.

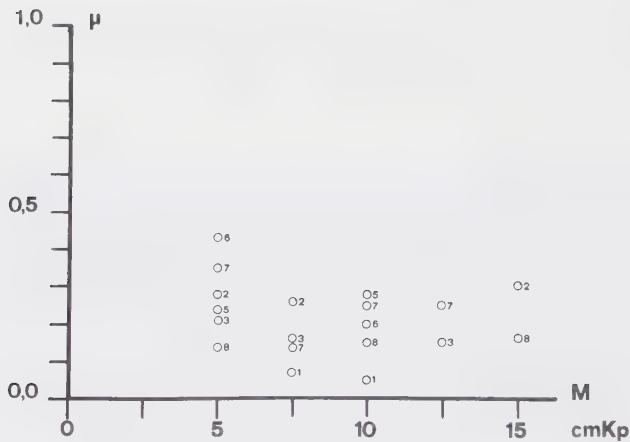


Abb. 21 Bestimmung des apparenten Reibungskoeffizienten μ in vivo.

Aus dem durch die Rekonstruktionsmethode ermittelten Diagramm wurde die axiale Schraubenkraft bestimmt, bei der die Platte rutscht. Diese Kraft konnte dem entsprechenden Haftreibungskoeffizienten μ zugeordnet werden. Die Zahlen beziehen sich auf Schafnummern. Der Haftreibungskoeffizient μ ist in Abhängigkeit von den verschiedenen Drehmomenten aufgetragen.

Das Fehlen verschiedener μ -Werte ist darauf zurückzuführen, dass anhand der Plattenkraft-Knochendehnungsdiagramme nicht in allen Fällen der μ -Wert klar abgelesen werden konnte oder bei höheren Drehmomentstufen kein Rutschen eingetreten ist.

3.8.2 Diagramm der Kraftübertragung zwischen Platte und Knochen

Diese Diagramme wurden mit Hilfe der Rekonstruktionsmethode aufgezeichnet. Bei der Auswertung der Resultate fiel auf, dass mit Abnahme des Drehmomentes die Steigung der Kurven zunahm. Bei höheren Drehmomentwerten entstehen Gerade, die die Proportionalität der Kraftübertragung zwischen Platte und Knochen deutlich machen.

Bei niedrigeren Drehmomentwerten entstehen rautenförmige Diagramme, die eine Disproportionalität der Kraftübertragung zwischen Platte und Knochen ausdrücken und damit das Rutschen der Platte anzeigen. Die Geraden und rautenförmigen Diagramme sind auf der folgenden Abbildung erkennbar.

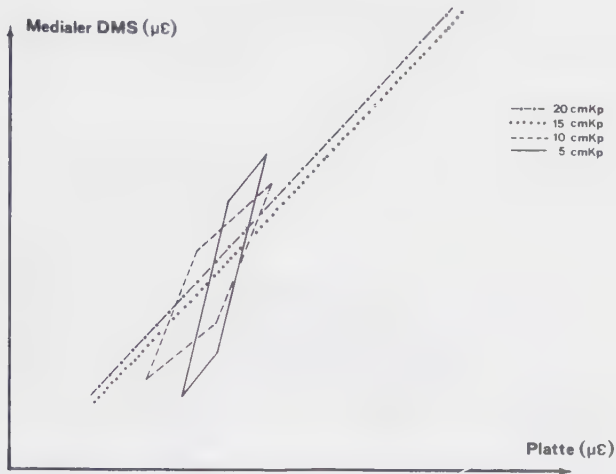


Abb. 22 Schematische Darstellung von Plattenkraft-Knochendehnungsdiagrammen für verschiedene Drehmomente bei einem Schaf. Die rautenförmige Oeffnung der Geraden zeigt das Rutschen der Platte an. Es tritt hier bei Drehmomenten unterhalb 15 cmKp auf.

3.8.3 Das Rutschen der Platte in Abhängigkeit vom Drehmoment

Anhand der Plattenkraft-Knochendehnungsdiagramme (3.8.2) ist bestimmt worden, bei welchem Drehmoment das Rutschen der Platte einsetzt. In der folgenden Abbildung sind in Abhängigkeit vom Drehmoment die rutschenden Platten (R+) sowie die noch nicht rutschenden Platten (R-) aufgetragen.

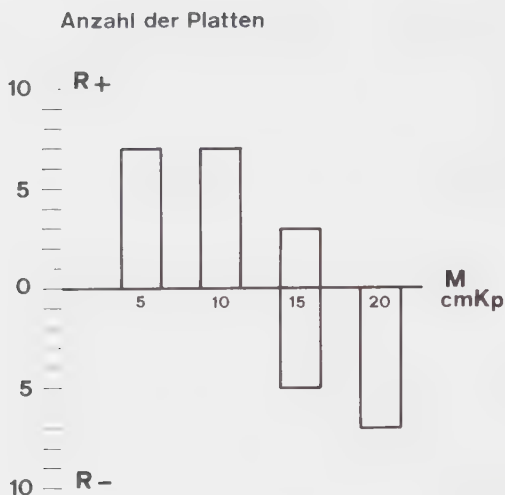


Abb. 23 Rutschen der Platten in Abhängigkeit vom Drehmoment
 Ordinate: Zahl der Beobachtungen mit (R+) bzw. ohne (R-) Rutschen.
 Abzisse: Eindrehmomente (in cmKp)

Man sieht, dass bei einem Drehmoment von 5 und 10 cmKp die Platten rutschen. (Bei einer Platte war ein Rutschen nicht sicher zu erkennen). Bei einem Drehmoment von 15 cmKp rutschen drei Platten, während fünf Platten noch haften. Auf der Drehmomentstufe 20 cmKp haften sieben Platten. (Beim ersten Versuchstier ist die Drehmomentstufe von 20 cmKp noch nicht gemessen worden.)

Aus der Graphik geht hervor, dass das Rutschen der Platten im Bereich der Drehmomentstufe von 15 cmKp einsetzt.

Aus der vorliegenden Arbeit ergibt sich, dass für praktische Belange die Reibungskraft zwischen Platte und Knochen etwa ein Fünftel der axialen Schraubenkraft beträgt.

Bei der Durchführung des Experimentes traten verschiedene technische Schwierigkeiten auf, die im folgenden diskutiert werden sollen.

Bei Messungen mit Dehnungsmessstreifen stellt der Isolationswiderstand im allgemeinen eine kritische Grösse dar. Entsteht infolge Isolationsdefektes parallel zum DMS ein Stromfluss, so bewirkt dieser Shuntwiderstand eine Verschiebung des Nullpunktes und eine Verringerung der Empfindlichkeit. Bei Messungen mit DMS in vivo - also im elektrisch leitenden Milieu - können derartige Shunts durch Messung des Isolationswiderstandes erkannt werden. Wir verwendeten nur Resultate, bei denen die Isolationswiderstände gegen Masse mindestens $10^7 \Omega$ betrugen. Damit waren innere Shunts nicht vollständig ausgeschlossen, aber doch sehr unwahrscheinlich. Die vorliegende Untersuchung stützt sich vor allem auf dynamische Messungen, so dass statische Messungen nicht betroffen wurden. Statische Messungen wurden jedoch durchgeführt, um ein mögliches Ablösen der DMS zu erkennen.

Das Vorgehen nach BRENNWALD (1972) - eine Modifikation der von LANYON (1969) angegebenen Methode - hat sich für die in-vivo-Messungen von Knochendehnungsänderungen über die Zeitdauer des Experimentes von drei Wochen bewährt. Es muss aber beachtet werden, dass die Ausfälle bei den ventralen und dorsalen DMS relativ hoch waren. Inwiefern die Platte über den medialen DMS, die gut fixiert waren, eine Schutzfunktion ausübte, ist schwer zu beurteilen.

Aus den histologischen Resultaten (3.7.4) geht hervor, dass die DMS über drei Wochen eine feste Haftung aufwiesen. Es traten im Randgebiet der DMS Resorptionsvorgänge auf, die jedoch bezüglich der Gesamtlänge der DMS so minimal waren, dass Messfehler durch Umbauvorgänge der Kortikalis noch nicht zu befürchten sind. Die Versuchsdauer von drei Wochen soll einen Kompromiss zwischen genügender in-vivo-Adaptation der Kontaktzone und Vermeidung von Messfehlern infolge von Umbauvorgängen des Knochens darstellen.

Aus dem Vergleich der Messwerte während des Versuchs und der makroskopischen wie histologischen Beurteilung nach der Exposition geht hervor, dass durch eine partielle Ablösung der DMS die Messwerte weniger beeinflusst werden als erwartet. Da wir in unserem Experiment nur den medialen DMS, der eine gute Haftung aufwies, ausgewertet haben, können wir die Zuverlässigkeit der Messungen als gegeben betrachten.

Zur dauerhaften Fixation der DMS war es notwendig, das gesamte Implantationsgebiet zu deperiostieren. Dadurch verändert sich lokal die Dehnung des Knochens, was in unserem Fall ohne Bedeutung ist. Das Entfernen des Periostes verändert aber auch die Reibung zwischen Platte und Knochen, so dass die Resultate nur für deperiostierten Knochen gelten. Da HAYES in vitro (1972) den Haftreibungskoeffizienten ebenfalls ohne Periost bestimmt hat, sind unsere in-vivo-Ergebnisse mit jenen vergleichbar.

Das Anpassen der Messplatte an den Knochen bietet von der Konstruktion her mehr Schwierigkeiten als bei den in der Klinik verwendeten dynamischen Kompressionsplatten, da eine Biegung praktisch nur an der Anschlussstelle der Messkammer (plastische Gelenke) möglich ist und hier Brüche auftreten können. Liegt das distale Plattenende, an dem die Reibungsverhältnisse untersucht werden, dem Knochen vor Eindrehen der Schraube nicht ganz an, wird ein Teil der axialen Schraubenkraft für die Ueberwindung der Biegesteifigkeit der Platte verbraucht:

Die Biegesteifigkeit der Platte ist durch jene der plastischen Gelenke begrenzt. Das Trägheitsmoment zur Biegung um die Querachse der Platte beträgt hier 7 mm^4 . Setzen wir die maximale Zugfestigkeit für Titan mit 80 Kp/mm^2 ein, so begrenzen die plastischen Gelenke das Biegemoment auf 28 cmKp . Der Abstand zwischen proximalem, plastischen Gelenk und der Schraube im distalen Plattenende beträgt 6 cm . Damit ist der Fehler auf $\pm 5 \text{ Kp}$ beschränkt. Diese Fehler können bei hohen Drehmomenten (25 cmKp und hoher Axialkraft (80 Kp) vernachlässigt werden. Bei tiefen Drehmomenten (5 cmKp) und damit tieferen Axialkräften ($\text{ca. } 30 \text{ Kp}$) ist zu erwarten, dass dieser Mechanismus zu einer wesentlichen Streuung der Resultate führt.

Brüche der elektrischen Anschlussdrähte stellten hier kein wesentliches Problem dar. Bei den 33 implantierten DMS sind keine Drahtbrüche aufgetreten. Bei den elf Messplatten ist ein Kabel in der Nähe der Bride gebrochen. Die Anwendung von Briden hat den Vorteil, dass wir nach der Explantation noch kurze, unversehrte Drahtstücke für die Eichung der Platte zur Verfügung haben. Bei der Explantation fielen uns geringgradige, makroskopisch sichtbare Zerrungen der Isolation in der Höhe der Bride auf, die jedoch keinen messbaren Einfluss auf die Isolation ausübten.

Für die dynamischen Messungen während des Laufens haben wir die Rollgehbahn benutzt. Es stellte sich dabei die Frage, ob der Gang und somit die Belastung der Gliedmassen bei den verschiedenen Versuchstieren standardisierbar sind. Auf Grund der Messwerte und an Hand der Kurvenverläufe können wir - trotz des vielleicht nicht ganz natürlichen Ganges - auf eine gute Reproduzierbarkeit des Bewegungsablaufs auf der Rollgehbahn schließen. Die Re-Operation führten wir unter Lokalanästhesie ohne jegliche Sedierung durch. Das Anästhetikum diente der Schmerzbekämpfung im Bereich des Hautschnittes, ohne den Bewegungsablauf wesentlich zu beeinflussen.

Grundsätzlich müssen Temperatureinflüsse bei Messungen mit DMS berücksichtigt werden. Bei den Messplatten sind sie in der Regel kompensiert und durch die Eichung definiert. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung sind die Temperatureinflüsse sehr klein und können deshalb vernachlässigt werden.

Bei einem Vergleich mit der Arbeit von HAYES (1972) ergeben sich folgende Unterschiede zwischen in vitro und in vivo-Verhältnissen:

1) Im Bezug auf die Reibung und Schmierung:

In vivo ist der Knochen in einem anderen Hydratationszustand als in vitro. Es ist anzunehmen, dass dieser Unterschied zwischen in vivo und in vitro den Haftreibungskoeffizienten beeinflusst.

2) Im Bezug auf die Verwendung von Titan-Implantaten:

In unseren Versuchen verwendeten wir nicht Messplatten aus Stahl, sondern aus Titan. Da HAYES (1972) für Titan und Stahl in vitro den gleichen Reibungskoeffizienten festgestellt hat, ist anzunehmen, dass der von uns in vivo gefundene Reibungskoeffizient für Titan dem für Stahl entspricht.

3) Im Bezug auf den applizierten Druck:

Die in vivo applizierten Druckwerte (ca. 180 Kp/Schraube) sind mit jenen in der Praxis vergleichbar. Sie betrugen oft ein Vielfaches der von HAYES (1972) in vitro untersuchten Werte, was auf die Ergebnisse einen Einfluss haben dürfte.

4) Im Bezug auf die Art des Knochens:

Für unsere Experimente haben wir nicht Schaffemora, sondern Schaftibiae benutzt, die einen unterschiedlichen Krümmungsradius aufwiesen. Nach den Resultaten von HAYES beeinflusst jedoch der Krümmungsradius des Knochens die Messergebnisse kaum.

Aus den Messwerten der Drehmomente (3.6.1) geht hervor, dass zwischen Ein- und Ausdrehmoment eine Differenz besteht. Dieses Phänomen haben CLAES und HUTZSCHENREUTER (1974) beschrieben und erklärt. In unserem Versuch sieht man, dass auch die Zeitdauer eine Rolle spielt. Bei der Operation haben wir die Schrauben mit einem Eindrehmoment von 25 cmKp angezogen. Drei Wochen später haben wir die distale Schraube gelöst und ein Ausdrehmoment von durchschnittlich 13,6 cmKp gemessen. Interessant ist, dass beim Eindrehen von 15 cmKp das Ausdrehmoment nach drei Minuten ebenfalls 13,6 cmKp betrug. Obwohl sich diese Ausdrehmomente nicht unterscheiden, haben wir bei einem Eindrehmoment von 25 cmKp kein Rutschen der Platten beobachtet. Bei einem Eindrehmoment von 15 cmKp hingegen setzte bei drei Tieren ein Rutschen der Platte ein, so dass wir ein Eindrehmoment von 15 cmKp als kritischen Grenzwert für das Rutschen bezeichnen können. Es scheint daher also, dass sich die Haftungsverhältnisse in vivo mit der Zeit verändern, wobei der genaue Mechanismus bei diesem Vorgehen unbekannt ist.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Reibungsverhältnisse zwischen Knochen und Platte zu untersuchen. Der nach der Rekonstruktionsmethode errechnete Reibungskoeffizient betrug durchschnittlich $0,2 \pm 0,09$ (SD). Wir sprechen in diesem Fall vom apparenten Reibungskoeffizienten, weil nur die Axialkräfte der Schrauben berücksichtigt wurden. Da beim Rutschen der Platte die Schrauben deformiert werden, muss zusätzlich die Kraftübertragung durch Biegesteifigkeit der Schraube, deren Wirkung jedoch im Verhältnis zur Reibung eher klein ist, beachtet werden.

Die Drehmoment-Abhängigkeit des Rutschens der Platte (3.8.3) zeigt deutlich, dass das Rutschen in einem Drehmomentbereich von 15 cmKp einsetzt. Aus der Arbeit von von ARX (1973) geht hervor, dass in der Praxis Kortikalisschrauben mit einem Drehmoment zwischen 17 und 62 cmKp eingedreht werden. Setzen wir ähnliche Verhältnisse zwischen Schaf- und Menschenknochen voraus, so wird der kritische Grenzwert des Rutschens bei Implantation von Mehr-

lochplatten (mindestens drei Schrauben in jedem Hauptfragment)
unmittelbar postoperativ und bis drei Wochen nach der Ope-
ration nicht erreicht.

In der vorliegenden Arbeit haben wir die in-vivo-Kraftübertragung durch Reibung bei Plattenosteosynthese untersucht. Zur Simultanmessung der Dehnung von Knochen und Platte implantierten wir an der intakten Schafttibia Messplatten und Dehnungsmessstreifen. Nach einer Implantationsdauer von drei Wochen lösten wir die Plattenschrauben und zogen sie mit unterschiedlichem Drehmoment wieder an. Aus dem Verhältnis der Dehnungswerte des Knochens und der Platte bei funktioneller Belastung errechneten wir die Reibungskraft, bei deren Unterschreiten das Rutschen der Platte gegenüber dem Knochen einsetzt.

Die Reibungskraft beträgt ca. ein Fünftel der axialen Schraubenkraft. Bei einem Eindrehmoment von ≤ 15 cm/Kp trat schon unmittelbar postoperativ Instabilität auf. Eine Extrapolation der Daten auf die Osteosynthese an Menschen zeigt, dass die in der Praxis erzeugte Reibung zwischen Platte und Knochen ausreicht, um während der ersten drei postoperativen Wochen eine stabile Ruhigstellung der Knochenfragmente bei Plattenosteosynthese zu ermöglichen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- Allgöwer, M., Ehram, R., Ganz, R., Matter, P. und Perren, S.M.:
Clinical experience with a new compression plate "DCP".
Acta orthop. scand. Suppl. 125 (1969)
- Allgöwer, M., Kinzl, L., Matter, P., Perren, S. M., Rüedi, T.:
The dynamic compression plate (DCP). Springer-Verlag,
Berlin/Heidelberg/New York (1973)
- von Arx, Christine: Schubübertragung durch Reibung bei der
Plattenosteosynthese. Diss. Basel (1973)
- Brennwald, J., Matter, P., von Arx, Ch., Cordey, J., Perren, S.M.:
Peroperative Messung des Drehmomentes an Knochenschrauben.
Separatdruck aus der "Zeitschrift für Unfallmedizin und Berufs-
krankheiten" Nr. 3 (1975)
- Brennwald, J. und Perren, S. M.: Bestimmung der Knochendehnung
in vitro und in vivo nach Plattenosteosynthese.
Langenbecks Arch. Chir. Suppl. Chir. Forum (1972)
- Brennwald, J., Perren, S. M.: In vivo Messung der belastungs-
abhängigen Knochendehnung. Helv. chir. Acta 41, 455-457, (1974)
- Claes, L., Hutzschenreuter, P.: Lösemomente von Corticalisschrau-
ben am Kompaktaknochen in Abhängigkeit von der Applikation als
Zug- oder Stellschraube. Arch. orthop. Unfall-Chir. 79,
347 - 352, (1974)
- Cochran, G. V.: Implantation of strain gages on bone "in vivo".
J. Biomechanics 5, 119 - 123, (1973)
- Dally, J. W., Riley, W. F.: Experimental stress analysis.
Mc. Graw-Hill Book Company (1965)
- Danis, R.: Théorie et pratique de l'ostéosynthèse. Masson & Cie,
Paris, (1974)
- Galeazzi, G.: Experimentelle Untersuchungen zur intraoperativen
Druckveränderung bei der Plattenosteosynthese
(Diss.) AO-Bulletin, (1972)
- Hayes, W. C., Perren, S. M.: Plate-bone friction in the compres-
sion fixation of fractures. Clinical Orthopädis, Nr. 89 (1972)
- Hutzschenreuter, P., Baltensperger, A., Rüter, A., Perren, S. M.:
Experimentelle Untersuchungen über eine belastungsstabile
Plattenosteosynthese beim Schaf. Sonderdruck aus: Deutsche
tierärztliche Wochenschrift", 78, 5, 105 - 107, (1973)
- Kear, M., Smith, R. U.: A method for recording tendon strain in
sheep during locomotion. Acta. orthop. Scand. 46, 896 - 905,
(1975)

- Lanyon, L. E.: Analysis of surface bone strain in the calcaneus of sheep during normal locomotion.
J. Biomechanics, 6, 41 - 49, (1973)
- Lanyon, L. E.: Use of an accelerometer to determine support and swing phases of a limb during locomotion.
Am. J. Vet. Res. 32, 1099 - 1101, (1971 b)
- Lanyon, L. E. und Smith, R. N.: Bone strain in the tibia during normal quadrupetal locomotion.
Acta orthop. Scand. 41, 238 - 248, (1970)
- Matter, P., Brennwald, J., Perren, S. M.: Biologische Reaktion des Knochens auf Osteosyntheseplatten.
Helv. Chir. Acta, Suppl. 12, (1974)
- Müller, M. E., Allgöwer, M. und Willenegger, H.: Operative Frakturbehandlung. Springer-Verlag, Heidelberg (1963)
- Müller, M. E., Allgöwer, M. und Willenegger, H.: Manual der Osteosynthese, AO-Technik. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg/New York (1969)
- Perren, S. M.: Biomechanik der Frakturheilung. Orthopäde 3, 135 - 139, (1974)
- Perren, S. M., Huggler, A., Russenberger, M., Straumann, F., Müller, M. E. und Allgöwer, M.: A method of measuring the change in compression applied to living cortical bone.
Acta orthop. scand. Suppl. 125, (1969 a)
- Perren, S. M., Russenberger, M., Allgöwer, M., Mathys, R., Schenk, R., Willenegger, H. und Müller, M. E.: The reaction of cortical bone to compression.
Acta orthop. scand. Suppl. 125, (1969 b)
- Perren, S. M., Russenberger, M., Steinemann, S., Müller, M. E. und Allgöwer, M.: A dynamic compression plate.
Acta orthop. scand. Suppl. 125, (1969 c)
- Perry, C. C. und Lissner, H. R.: The strain gage primer, 2. Aufl. Mc. Graw-Hill Book Company, New York, (1962)
- Turner, A. S., Mills, E. J., Gabel, A. A.: In vivo measurements of bone strain in the horse.
Am. J. Vet. Res., Vol. 36, No. 11 (1975)

Eine wichtige Voraussetzung für das Gelingen dieser Arbeit waren Hilfsbereitschaft und Teamgeist der Mitarbeiter des Laboratoriums für experimentelle Chirurgie. Ich möchte all jenen herzlich danken, die dazu beigetragen haben:

Herr Professor A. Müller hat die Arbeit überwacht und sich bereiterklärt, sie als veterinär-medizinische Dissertation einzureichen.

Herr PD Dr. med. S. M. Perren hat die Durchführung der Experimente angeregt und zusammen mit Herrn J. Cordey, der auch in den technischen Belangen wichtige Hilfe geleistet hat, geleitet. Mein Dank gilt auch Herrn Dr. H. Blümlein für seine Unterstützung sowohl bei der Ausführung des operativen Teils des Versuches als auch bei der deutschen Fassung des Textes. Für die Herstellung des Manuskriptes sei hier Frau R. Damlund herzlich gedankt. Ausserdem möchte ich Herrn Dr. Dr. B. Rahn für die Histologie, den Herren T. und G. Schlittgen für die Herstellung der photographischen Dokumentation sowie Fräulein A. Rohner und Herrn Dr. U. Schneider für ihren hilfsbereiten Einsatz danken. Frau E. Rampoldi, Fräulein K. Reusser, die Herren A. Lanker und T. Geiser sowie Herr B. J. Ziegler trugen durch ihre Hilfe zum Zustandekommen der Arbeit bei.

Die vorliegende Arbeit wurde durch die grosszügige Unterstützung der Synthesstiftung der Schweizerischen Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) sowie des Schweizerischen Nationalfonds zur Förderung der wissenschaftlichen Forschung (Kredit Nr. 4546 und Nr. 3 526 075) ermöglicht.

LEBENS LAUF

Am 16. August 1947 wurde ich in Budapest geboren. Seit 1956 wohne ich in der Schweiz und bin seit 1965 Schweizerin.

Ich besuchte die Primarschule und schloss die Mittelschule in Lausanne mit der Matura Typus B ab. Nach dem ersten propaedeutischen Fachexamen an der Medizinischen Fakultät der Universität Lausanne 1968 immatrikulierte ich mich 1970 an der Veterinär-Medizinischen Fakultät der Universität Zürich, wo ich im Herbst 1974 mit dem Staatsexamen für Tierärzte abschloss.

Seit Frühling 1975 bin ich im Laboratorium für experimentelle Chirurgie in Davos tätig.

